



Universidade de Aveiro
2009

Departamento de Electrónica, Telecomunicações e
Informática

Luis Pedro Monteiro
Paula

Interfaces Cérebro-Computador Baseadas nos Ritmos
Sensório-Motores



**Luis Pedro Monteiro
Paula**

Interfaces Cérebro-Computador Baseadas nos Ritmos Sensório-Motores

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Electrónica e Telecomunicações, realizada sob a orientação científica do Prof. Dr. Filipe Miguel Teixeira Pereira da Silva, Professor Auxiliar do Departamento de Electrónica, Telecomunicações e Informática da Universidade de Aveiro

Ao meu pai.

A árvore morre, mas a sua semente perdura.

Ao meu avô.

Um homem não se define pelo seu poder ou a sua riqueza, define-se pelos seus valores e as suas acções.

À minha mãe.

A vida é uma luta constante, obrigado por não desistires.

O júri

presidente

Prof. Doutor João Paulo Trigueiros Cunha

Professor Associado com Agregação do Departamento de Electrónica, Telecomunicações e Informática da Universidade de Aveiro

Doutor Nuno Sérgio Mendes Dias

Investigador Doutorado do Centro Algoritmi do Departamento de Electrónica Industrial da Universidade do Minho

Prof. Doutor Filipe Miguel Teixeira Pereira da Silva

Professor Auxiliar do Departamento de Electrónica, Telecomunicações e Informática da Universidade de Aveiro

Agradecimentos

Ao Prof. Dr. Filipe Silva, por toda a ajuda e paciência demonstrada ao longo do projecto. Ao Prof. Dr. João Paulo Cunha e à Isabel Santos pela disponibilização do equipamento de EEG fundamental para o desenrolar do projecto. Ao Prof. Dr. Vítor Santos pela cedência do robô Khepera.

Agradeço também ao Virgílio Bento, Tiago Carvalho e Fábio Marques pela ajuda prestada.

À minha namorada Elsa e a toda a minha família um agradecimento muito especial por todo o apoio e paciência demonstrados.

Palavras-chave

Interfaces cérebro-computador, electroencefalograma, imaginação motora, ritmos Mu e Beta, fase de treino

Resumo

Uma interface cérebro-computador (BCI) pode ser vista como um canal alternativo de comunicação e controlo que permite enviar mensagens e comandos do cérebro para o mundo exterior. O objectivo central é transformar decisões e reacções mentais em sinais de controlo pela análise da actividade bioeléctrica do cérebro. Apesar dos avanços verificados nos últimos anos, o desenvolvimento de BCIs é um processo complexo devido à grande quantidade e multidisciplinaridade dos conhecimentos necessários à sua implementação.

Nesta dissertação pretendia-se desenvolver uma plataforma software dedicada ao projecto, teste e uso de interfaces cérebro computador baseadas em sinais de Electroencefalografia (EEG), tendo em vista a exploração dos efeitos da imaginação motora sobre os ritmos sensório-motores. Neste sentido, foram implementados um conjunto de módulos dedicados à aquisição, pré-processamento, processamento e visualização de dados cerebrais. A aplicação final permite adquirir, filtrar, extrair características, classificar e visualizar sinais cerebrais em tempo real, bem como proceder à sua análise *off-line*.

Este trabalho visava dar seguimento ao caminho já iniciado na tentativa de desenvolver um sistema que capture e descodifique a actividade eléctrica do cérebro e que permita o controlo de dispositivos robóticos. As principais características desta plataforma BCI são a simplicidade de utilização, a modularidade e a expansibilidade. Deste modo, pretende-se minimizar o tempo e esforço dedicado ao desenvolvimento de software, facilitando o trabalho incremental e em colaboração.

Keywords

Brain-computer interfaces, electroencephalogram, motor imagery, Mu and Beta rhythms, biofeedback training

Abstract

A Brain Computer Interface (BCI) can be seen as an alternative channel of communication and control to send messages and commands from the brain to the outside world. The main objective is to transform mental decisions and reactions into control signals using the bioelectric activity of the brain. Despite the most recent advances, the development of practical BCIs remains a challenging task due to the multidisciplinary background involved in their implementation.

This dissertation aims to develop a software platform for design, test and use of EEG-based brain computer interfaces, by exploiting the effect of motor imagery in the sensorimotor rhythms. Several modules dedicated to data acquisition, pre-processing, processing and data visualization were implemented. The final application performs filtering, feature extraction and classification of brain signals in real time, as well as provides their off-line analysis.

This work aimed to follow early efforts in an attempt to develop a system that captures and decodes the electrophysiological activity of the brain in order to command robotic devices. The main characteristics of this BCI platform are the simplicity of use, the modularity and the expansibility. The goal is to minimize the time and effort dedicated to software development, helping the incremental and collaborative work.

Índice

CAPÍTULO 1	INTRODUÇÃO	1
1.1	Enquadramento e motivação.....	1
1.2	Objectivos	2
1.3	Organização da Dissertação.....	3
CAPÍTULO 2	ESTADO DA ARTE.....	5
2.1	O que é uma BCI?.....	5
2.2	O Encéfalo	7
2.3	Métodos de aquisição de sinais cerebrais.....	9
2.4	Componentes de uma BCI baseada em EEG	10
2.4.1	Sinal de EEG.....	11
2.4.2	Ritmos cerebrais	12
2.4.3	Paradigmas de controlo	16
2.4.4	Processamento de sinal.....	16
2.5	Casos de sucesso	18
CAPÍTULO 3	PLATAFORMA BCI BASEADA NOS RÍTMOS MU	21
3.1	Introdução.....	21
3.2	Ambiente de desenvolvimento.....	22
3.2.1	Matlab/Simulink.....	22
3.2.2	S-functions M-file level 2	23
3.3	Aquisição de dados	24
3.3.1	Equipamento ambulatório Trackit	24
3.3.2	Driver de comunicação.....	26
3.4	Inicialização da plataforma	30
3.5	Modos de operação da BCI	32
3.5.1	Ferramentas de configuração.....	34
3.5.2	Geração de estímulos visuais.....	38
3.5.3	Ferramentas de visualização de dados.....	39

3.5.4	Implementação do bloco de classificação.....	47
3.6	Treino do sujeito	48
3.6.1	Protocolo experimental	49
3.6.2	Ferramentas de configuração.....	50
3.6.3	Ferramentas de visualização de dados.....	52
3.6.4	Algoritmo de classificação.....	53
3.7	Discussão de resultados.....	54
CAPÍTULO 4	ESTUDO DOS RITMOS SENSORIO-MOTORES.....	57
4.1	Introdução	57
4.2	Protocolo experimental	58
4.3	Comparação entre imaginações motoras	59
4.4	Imaginações motoras intercaladas com relaxamento.....	61
4.5	Comparação entre imaginação e realização motora	63
4.6	Observação de realização motora	64
4.7	Discussão de resultados.....	66
CAPÍTULO 5	CONCLUSÕES.....	69
5.1	Discussão da plataforma desenvolvida	69
5.2	Perspectivas de trabalho futuro.....	70

Índice de Figuras

Figura 2-1: Uma BCI como meio de comunicação directa entre o cérebro e dispositivos externos (adaptado de [5]).....	6
Figura 2-2: Estruturas do encéfalo.	7
Figura 2-3: Representação dos lóbulos (A) e das áreas funcionais (B) do córtex cerebral.....	8
Figura 2-4: Hómiculo sensorio-motor.....	9
Figura 2-5: Métodos de aquisição de dados do cérebro.	10
Figura 2-6: Componentes funcionais de uma BCI.....	11
Figura 2-7: Sistema 10-20 recomendado pela International Federation of EEG Societies. ...	12
Figura 2-8: Ritmos Delta (<4Hz).....	13
Figura 2-9: Ritmos Teta (4 – 7.5Hz).....	13
Figura 2-10: Ritmos Alfa (em cima) e ritmos Mu (em baixo); ambos se encontram na banda dos 8 aos 13 Hz, mas a sua fonte é diferente.....	14
Figura 2-11: Ritmos Beta (13 – 30Hz).	15
Figura 2-12: Ritmos Gama (>30Hz).....	16
Figura 2-13: Classificação dos potenciais resultantes da actividade cerebral.....	16
Figura 3-1: Aspecto original do bloco Level-2 M-file S-function que pode ser encontrado na secção User-Defined Functions da biblioteca do Simulink.	23
Figura 3-2: Propriedades de um <i>Run-Time Object</i> (RTO).	23
Figura 3-3: Diagramas de funcionamento das <i>S-functions Level 2</i> : inicialização do modelo (esquerda) e ciclo de simulação (direita). Rectângulos de linha contínua representam <i>callbacks</i> obrigatoriamente invocadas, enquanto que os de linha descontinua representam <i>callbacks</i> que podem não ser invocadas.....	24
Figura 3-4: Sistema de aquisição de EEG Trackit™.	25
Figura 3-5: Pacotes utilizados na comunicação entre o computador e o Trackit™.....	27
Figura 3-6: Diagrama de actividades do funcionamento do driver de comunicação desenvolvido.	28
Figura 3-7: Diagrama de actividades da função que processa os pacotes enviados pelo Trackit™.	29
Figura 3-8: Bloco do Simulink® CorrectValues desenvolvido para converter os valores digitais fornecidos pelo bloco <i>snack</i> para valores reais e respectivos parâmetros.....	30
Figura 3-9: Diagrama de actividades da inicialização das ferramentas desenvolvidas para a plataforma.	31
Figura 3-10: Menu inicial da plataforma BCI.....	31
Figura 3-11: Localização espacial dos eléctrodos nas áreas frontal, central e parietal.	33

Figura 3-12: Modelo do Simulink® utilizado para determinar as DEPs dos canais C3 e C4 filtrados espacialmente.	33
Figura 3-13: Menu de introdução dos dados do sujeito e da sessão.....	34
Figura 3-14: Menu de opções do Simulink.....	35
Figura 3-15: Menu de opções do Trackit, com o medidor de impedâncias desligado (A) e ligado (B).	36
Figura 3-16: (A) Estrutura onde são guardados os dados após a aquisição. As estruturas B e C são campos da estrutura principal e representam os dados do sujeito e a data respectivamente.	37
Figura 3-17: Bloco do Simulink® Estimulo, desenvolvido com o intuito de sincronizar a aquisição de dados EEG com <i>labels</i> e o envio de estímulos para o monitor.....	38
Figura 3-18: Estímulos enviados para o monitor colocado em frente ao sujeito usando formato de ecrã inteiro. Numa primeira abordagem foram utilizadas as setas representadas em (A), mas como provocavam um enorme cansaço no sujeito foram substituídos pelas representadas em (B).	39
Figura 3-19: Painel de visualização do sinal EEG dos canais C3 e C4 filtrados espacialmente e respectivos histogramas.....	40
Figura 3-20: Bloco do Simulink® GraficoHist, responsável por imprimir os gráficos de sinal EEG dos canais C3 e C4 e respectivos histogramas.....	40
Figura 3-21: Modo de visualização sem os gráficos sobrepostos do painel de visualização das DEPs dos canais C3 e C4 com as bandas de frequências dos ritmos Mu e Beta assinaladas.	41
Figura 3-22: Modo de visualização com os gráficos sobrepostos do painel de visualização das DEPs dos canais C3 e C4 com as bandas de frequências dos ritmos Mu e Beta assinaladas.	42
Figura 3-23: Bloco do Simulink® GraficoDEPs, responsável por imprimir os traçados da DEP dos canais C3 e C4.....	42
Figura 3-24: Painel de visualização do valor da densidade espectral de potência (DEP) para quatro frequências escolhidas previamente pelo utilizador.....	43
Figura 3-25: Bloco do Simulink® Separação, envia para as suas saídas o valor da DEP para as frequências escolhidas.....	44
Figura 3-26: Bloco do Simulink® GraficosFrequências responsável pela impressão dos gráficos do valor da DEP para quatro frequências distintas.....	44
Figura 3-27: Modelo do Simulink® utilizado pela ferramenta modo de operação <i>online</i>	45
Figura 3-28: Modelo do Simulink® utilizado pela ferramenta análise de dados <i>offline</i>	46
Figura 3-29: Bloco do Simulink® responsável pela classificação dos dados de EEG.....	47
Figura 3-30: O utilizador produz alterações nos padrões cerebrais que são classificadas e codificadas em directivas de movimento do robô Khepera.	47
Figura 3-31: Menu de opções do Simulink® que permite seleccionar o algoritmo de classificação.....	48

Figura 3-32: Modelo do Simulink® utilizado pela ferramenta de teste de algoritmos de classificação para comandar o robô Khepera.	48
Figura 3-33: Protocolo experimental utilizado pela ferramenta de treino em que os tempos exibidos servem apenas de exemplo.....	49
Figura 3-34: Estímulos enviados para o monitor pela ferramenta de treino durante as fases de relaxamento (A e B) e de imaginação motora (C e D).	49
Figura 3-35: Estímulos enviados pela ferramenta de treino para o monitor (realimentação). ..	50
Figura 3-36: Menu de opções do Simulink da ferramenta de treino.	50
Figura 3-37: Menu de opções de tempo da ferramenta de treino que permite definir o protocolo experimental desejado para o treino do sujeito.	51
Figura 3-38: Bloco Stims responsável pela aquisição sincronizada (EEG e <i>labels</i>) e envio de estímulos para o monitor (esquerda) e bloco ClassificationBlock responsável pela classificação (direita).	52
Figura 3-39: Visualização dos traçados da percentagem de ERD/ERS nas bandas Alfa e Beta.....	52
Figura 3-40: Diagrama do algoritmo de classificação.	53
Figura 3-41: Áreas delimitadas pelo traçado da DEP e pelas frequências das bandas Alfa e Beta. Na figura também é possível verificar os rectângulos utilizados pelo método das somas de Riemman.	54
Figura 3-42: Modelo do Simulink® utilizado pela ferramenta de treino.	54
Figura 4-1: Sujeito a realizar tarefas de imaginação/realização motora usando o equipamento da NeuroScan com 64 canais.....	57
Figura 4-2: Gráficos da percentagem de ERD/ERS das bandas Alfa e Beta para várias imaginações motora da mão direita.	60
Figura 4-3: Gráficos da percentagem de ERD/ERS das bandas Alfa e Beta para várias imaginações motora da mão esquerda.	61
Figura 4-4: Gráficos da percentagem de ERD/ERS para a banda Alfa (lado esquerdo) e Beta (lado direito) dos canais C3 e C4 das três sessões de imaginações motoras intercaladas com relaxamento.	62
Figura 4-10: Gráficos da percentagem de ERD/ERS das bandas Alfa e Beta da realização e imaginação motora de ambas as mãos.	64
Figura 4-11: Gráficos da percentagem de ERD/ERS para a banda Alfa dos canais C3 e C4 para a experiência de observação de realização motora intercalada com relaxamento.....	65
Figura 4-12: Gráficos da percentagem de ERD/ERS para a banda Beta dos canais C3 e C4 para a experiência de observação de realização motora intercalada com relaxamento.....	66

Índice de Tabelas

Tabela 1: <i>Labels</i> atribuídos ao sinal EEG de acordo com o estímulo enviado para o monitor.	37
Tabela 2: Cores dos gráficos de visualização da DEP consoante o <i>label</i> atribuído às amostras de EEG.....	43
Tabela 3: Labels associados à fase do protocolo e ao tipo de estímulo enviado para o monitor.	51

Capítulo 1

Introdução

1.1 Enquadramento e motivação

As técnicas de processamento de sinal e de informação têm sido intensivamente usadas em várias áreas da engenharia biomédica, tendo as suas aplicações relacionadas com a ciência do cérebro e a neurociência computacional crescido de forma assinalável [1]. Uma área de investigação que tem despertado grande interesse é o das interfaces homem-máquina baseadas no processamento de sinais biológicos. Neste âmbito, a ideia de mover robôs ou outros dispositivos pelo mero “pensamento” já é antiga, aparecendo ligada a duas áreas principais: aplicações militares (*hands-free control*) e próteses inteligentes.

Paralelamente, as interfaces cérebro-computador (*Brain Computer Interface*, BCI) são vistas como um novo canal de comunicação e controlo que permitem enviar mensagens e comandos do cérebro para o mundo exterior. O objectivo central é transformar decisões e reacções mentais em sinais de controlo pela análise da actividade bioeléctrica do cérebro. As técnicas denominadas externas (ou não invasivas), como o electroencefalograma (EEG), apresentam como principal problema a resolução espacial que decorre do facto de focarem áreas cerebrais em vez do neurónio. Apesar disso, têm-se tornado úteis por mostrarem a variação dos padrões cerebrais durante exercícios mentais e por permitirem determinar as regiões do cérebro que apresentam uma actividade acrescida quando ocorrem determinadas acções ou quando se verificam estímulos externos.

O presente trabalho vem no seguimento de outro realizado no IEETA [2] visando explorar a possibilidade de usar uma BCI baseada em sinais de EEG para controlar sistemas robóticos, promovendo uma maior aproximação entre os campos da Robótica e das Neurociências.

1.2 Objectivos

Os objectivos propostos para esta dissertação foram o desenvolvimento, implementação e teste de uma plataforma BCI baseada em sinais de EEG e usando como paradigma de controlo os ritmos sensório-motores. Estes incluem as alterações rítmicas e os potenciais relacionados com o movimento humano. Por um lado, pretendia-se desenvolver um conjunto de ferramentas e ajudas computacionais relacionadas com a configuração do sistema BCI e a visualização de dados ao longo da sua cadeia. A proposta de implementação era baseada em conceitos de modularidade e expansibilidade do código, tendo em vista a minimização do tempo e esforço dedicado a trabalhos futuros e, ao mesmo tempo, facilitando o trabalho incremental e em colaboração. Nesta perspectiva, o trabalho foi estruturado de acordo com os seguintes objectivos de desenvolvimento:

- Incluir na plataforma BCI módulos dedicados à programação e configuração do hardware de aquisição usado em laboratório, incluindo o procedimento de verificação das impedâncias dos eléctrodos;
- Desenvolver ferramentas de visualização de dados vocacionadas para a análise do comportamento dos ritmos cerebrais nas bandas de interesse;
- Assegurar formas rápidas e simples de estabelecer os protocolos experimentais a usar pelos utilizadores do sistema em sessões de aquisição de dados, incluindo a apresentação de indicações visuais e os processos de realimentação.

Por outro lado, pretendia-se intervir no projecto e implementação da BCI no que concerne aos seus componentes básicos, tais como a aquisição de sinal, a extracção de características, a classificação e o mapeamento para um dispositivo de saída. Esta componente do trabalho teve por base o sistema BCI descrito em [2] e sobre o qual se pretendia adicionar um conjunto de novas funcionalidades:

- Implementação de um sistema de aquisição de sinais EEG com *labels* em sincronismo com o envio de estímulos para um monitor em frente ao sujeito;
- Criação de ferramentas de treino personalizadas que permitam ao sujeito controlar os ritmos-Mu, *i.e.*, adaptar o processamento cognitivo face a variações sistemáticas nos padrões cerebrais;

- Estudo do efeito de tarefas de realização, imaginação e observação motora no comportamento dos ritmos sensório-motores (ritmos Mu e Beta).

1.3 Organização da Dissertação

No Capítulo 2 é feita uma introdução dos conhecimentos que foram necessários para o desenvolvimento do presente trabalho. Ao mesmo tempo, é dada uma perspectiva das actividades de investigação realizadas na área das BCIs. No Capítulo 3 serão descritos os métodos utilizados no desenvolvimento e implementação da plataforma BCI e, também, as suas funcionalidades. Os resultados obtidos no estudo efectuado ao comportamento dos ritmos Mu e Beta serão apresentados no Capítulo 4. Finalmente, o Capítulo 5 apresenta um resumo do trabalho realizado e dos resultados obtidos, apontando as perspectivas de trabalho futuro.

Capítulo 2

Estado da Arte

2.1 O que é uma BCI?

As Interfaces Cérebro Computador (ICC), ou *Brain Computer Interfaces* (BCI) em inglês, primeiramente propostas por Vidal (1973) [3], podem ser consideradas como um meio directo de comunicação entre o cérebro humano e o mundo exterior sem recurso a qualquer actividade muscular. Neste sentido, as BCIs proporcionam ao utilizador um método alternativo de comunicação com o mundo [4], permitindo o controlo de dispositivos externos através do mero pensamento sem que o corpo execute alguma acção (Figura 2-1). Neste contexto, as BCIs representam um tópico de investigação multidisciplinar que faz a ligação entre a medicina, a psicologia, a neurologia, a engenharia de reabilitação, a interacção homem-máquina, a aprendizagem automática e o processamento de sinal.

Apesar do conceito inovador e revolucionário, o seu funcionamento baseia-se num princípio bastante simples: adquirir, interpretar e traduzir os dados. Mais concretamente, os padrões de actividade cerebral produzida por alguns neurónios ou grandes conjuntos de células neuronais são amostrados e processados em tempo real, sendo posteriormente convertidos em comandos para controlar algum dispositivo. Na maioria das BCI's actuais, o processo de identificação é realizada por um algoritmo de classificação que procura estimar automaticamente a classe a que pertencem os dados representados por um vector de características. Apesar do funcionamento estar subjacente a um princípio simples, a sua implementação é bastante complexa e envolve uma grande quantidade de conhecimentos de diversas áreas, tais como a neurofisiologia, a psicologia, a informática, a electrónica, ou a mecânica.

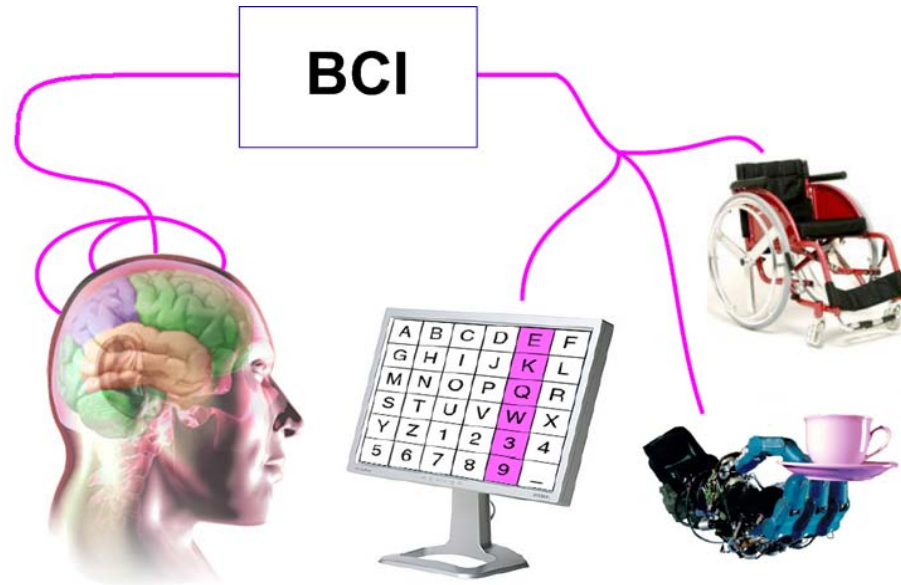


Figura 2-1: Uma BCI como meio de comunicação directa entre o cérebro e dispositivos externos (adaptado de [5]).

Do ponto de vista da aplicação, a investigação na área das BCIs representa uma nova esperança no que toca à qualidade de vida de pessoas com algum tipo de deficiência física motora. Um dos campos de maior interesse é o da utilização de próteses inteligentes (ou neuro-próteses), controladas directamente pelo cérebro, como forma de ultrapassar as limitações físicas inerentes [6]. Os sistemas BCI podem, também, ser a única forma de comunicação para pacientes com desordens neuromusculares severas como, por exemplo, lesões da medula espinal, esclerose lateral amiotrófica, paralisia cerebral ou acidentes cerebrais vasculares [7, 8]. Apesar das principais aplicações se cingirem ao âmbito clínico com ligação à qualidade de vida das pessoas, estas interfaces também constituem uma ferramenta poderosa para a investigação do mapeamento do cérebro relativamente ao comportamento humano e ao modo como um novo comportamento é adquirido e mantido [9]. Este tipo de investigação é feito através de um método de treino conhecido por *Biofeedback* no qual uma pessoa aprende a regular a sua actividade cerebral observando em tempo real os seus sinais bio-eléctricos ou a classificação dos mesmos. O processo de treino permite melhorar o desempenho na execução de uma determinada tarefa como, por exemplo, diminuir o tempo de reacção numa tarefa motora [10] ou decisões lexicais mais rápidas [11].

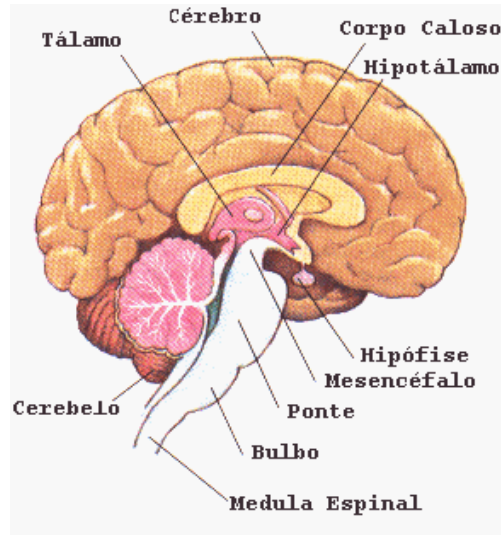


Figura 2-2: Estruturas do encéfalo.

2.2 O Encéfalo

O desenvolvimento de BCIs requer, antes de mais, conhecimentos acerca do encéfalo e das suas estruturas para se conseguir estabelecer uma correspondência entre uma dada tarefa desempenhada pelo utilizador e a localização e evolução da actividade cerebral correspondente. As principais estruturas do encéfalo (Figura 2-2) são:

- O **bolbo raquidiano** é o ponto de passagem dos nervos que ligam a medula ao cérebro. Contém grupos de neurónios especializados no controlo de funções fisiológicas, tais como o ritmo cardíaco, a respiração, a pressão arterial ou as funções motoras.
- O **cerebelo** é uma zona dorsal e desempenha um papel importante na manutenção do equilíbrio e na coordenação da actividade motora. Esta região recebe ordens do cérebro sobre os músculos e ajusta-as para uma melhor execução motora.
- O **encéfalo médio** é a zona que processa informação sensorial (visual e auditiva).
- O **tálamo** é a zona de chegada da maior parte das fibras sensitivas; é aqui que as informações sensoriais são retransmitidas para as áreas do córtex cerebral.
- O **hipotálamo** desempenha um papel fundamental na regulação da temperatura do corpo, da fome, da sede, do comportamento sexual, na circulação sanguínea e no funcionamento do sistema endócrino (regulação hormonal).

- O **sistema límbico** é constituído pelo: **hipocampo, septo, amígdala e o bulbo olfactivo**. É o responsável pelas emoções, motivação e memória.
- O **cérebro** é o centro da actividade consciente e inteligente, sendo composto pelos hemisférios direito e esquerdo unidos pelo corpo caloso. Embora os hemisférios cerebrais tenham uma estrutura simétrica, ambos com os lóbulos que emergem do tronco cerebral e com áreas sensoriais e motoras, certas funções são desempenhadas por um único hemisfério. Em geral, o hemisfério dominante é o responsável pela linguagem verbal, pelo pensamento lógico e pelo cálculo, enquanto o outro controla a percepção das relações espaciais, a formação de imagens e as capacidades artísticas. Por outro lado, as funções motoras e sensitivas são cruzadas, ou seja, a metade direita do cérebro controla a metade esquerda do corpo e vice-versa.
- O **córtex cerebral** é a camada exterior que reveste a superfície dos hemisférios cerebrais e pode ser dividido em quatro lóbulos: Parietal, Frontal, Occipital e Temporal (Figura 2-3-A). Tendo em conta que as funções do corpo humano são controladas por áreas distintas do córtex, esta divisão pode ser feita segundo áreas funcionais (Figura 2-3-B). O córtex cerebral recebe os impulsos provenientes de todas as vias da sensibilidade e interpreta-os. É aqui que ocorre a maior parte do planeamento motor e ponto de partida dos impulsos nervosos que comandam os movimentos voluntários.

As diferentes partes do corpo humano estão bem mapeadas nas áreas sensório-motoras de cada hemisfério segundo o homúnculo sensório-motor (Figura 2-4). As estimulações eléctricas nestas regiões provocam sensações ou movimentos nos membros aí representados.

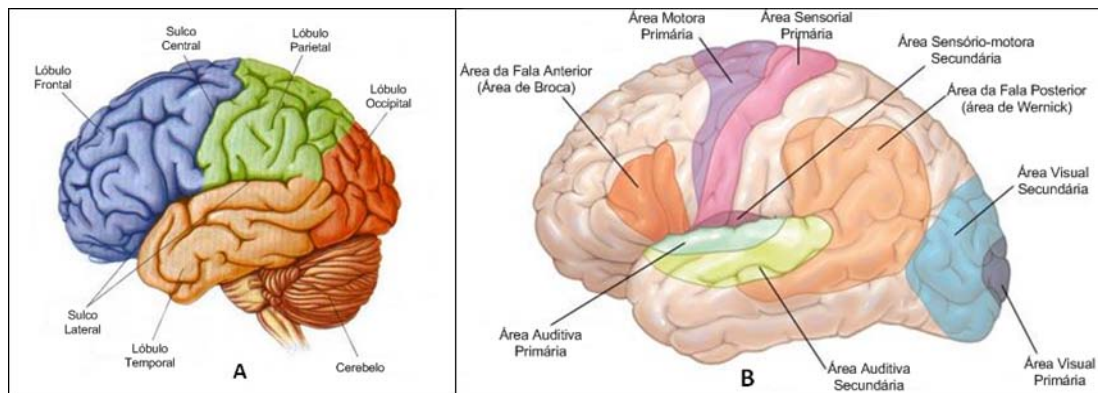


Figura 2-3: Representação dos lóbulos (A) e das áreas funcionais (B) do córtex cerebral.

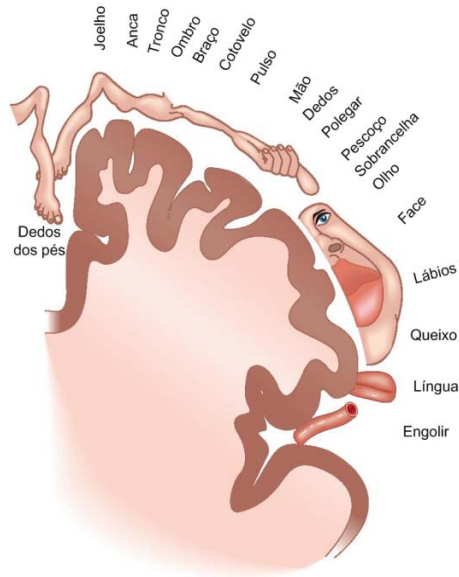


Figura 2-4: Hóunculo sensório-motor.

2.3 Métodos de aquisição de sinais cerebrais

Os métodos de aquisição de dados tipicamente usados em sistemas BCI podem ser divididos em dois grandes grupos: invasivos e não-invasivos (ver Figura 2-5). Os métodos invasivos são os que apresentam sinais com melhor qualidade e maior resolução temporal e espacial. No entanto, é necessário recorrer a cirurgia para a colocação dos eléctrodos o que acarreta riscos inerentes para o utilizador (apenas são utilizados em pacientes com patologias incapacitantes do ponto de vista motor ou visual).

Os métodos não-invasivos são os mais utilizados por não representarem qualquer tipo de risco para a saúde do utilizador, especialmente o EEG devido à sua portabilidade e ao baixo custo do equipamento. Entre os métodos não invasivos a ressonância magnética funcional (fMRI), a tomografia óptica e a magnetoencefalografia (MEG) apresentam uma resolução espacial relativamente elevada e uma baixa resolução temporal, enquanto no electroencefalograma (EEG) e no electrocorticograma (ECoG) se verifica a situação inversa. Dos métodos referidos apenas os invasivos, o EEG e a tomografia óptica podem ser utilizados em BCIs para controlo e comunicação na vida do dia-a-dia porque são os únicos que são portáteis.

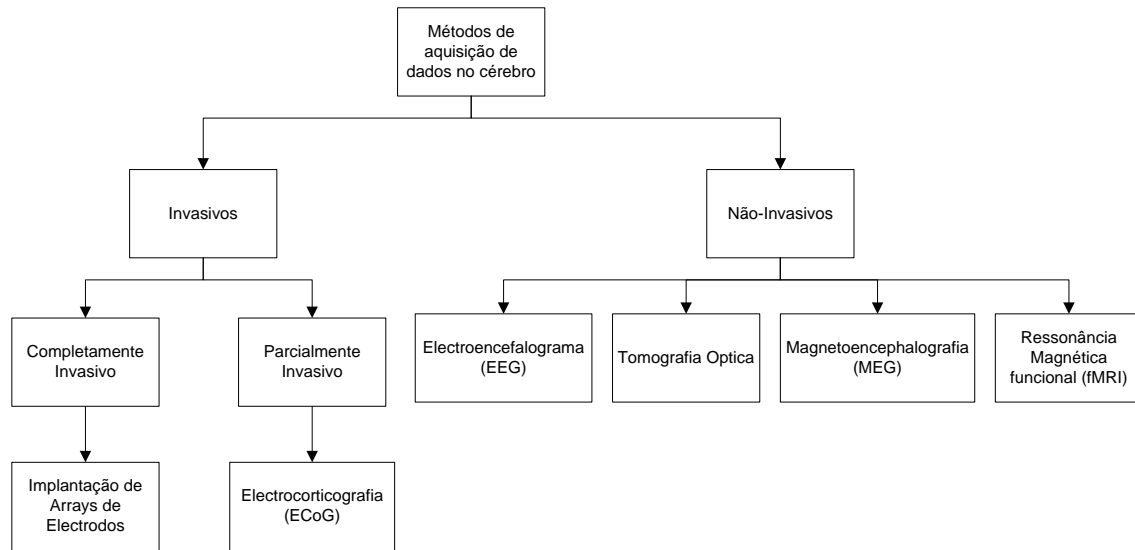


Figura 2-5: Métodos de aquisição de dados do cérebro.

2.4 Componentes de uma BCI baseada em EEG

Como qualquer sistema de controlo, uma BCI é composta por uma entrada, que pode ser qualquer sinal que represente a actividade eléctrica cerebral, e uma saída que é gerada sob a forma de comandos para um dispositivo externo. Apesar das suas diferenças, os sistemas BCI apresentam os seguintes componentes comuns: aquisição de sinal, extracção de características, classificação, mapeamento para algum dispositivo de saída e um protocolo de operação que pode incluir a apresentação de estímulos e/ou o processo de realimentação (Figura 2-6). O seu funcionamento pode ser decomposto em duas fases. A primeira fase resume-se a adquirir a actividade eléctrica cerebral e a converte-la num sinal digital que possa ser processado. A segunda fase consiste no processamento do sinal de forma a obter comandos que possam ser interpretados por um dispositivo externo. Esta fase pode ser dividida em três processos. Na fase inicial de pré-processamento reduz-se o ruído e removem-se os artefactos (artefactos são definidos como todo o potencial eléctrico proveniente de outra fonte que não seja o cérebro). Em seguida é feita a extracção de características que permitam de forma unívoca obter classificações correctas do sinal de entrada. O último processo consiste na classificação, usando as características extraídas, para gerar comandos que serão executados por um dispositivo externo.

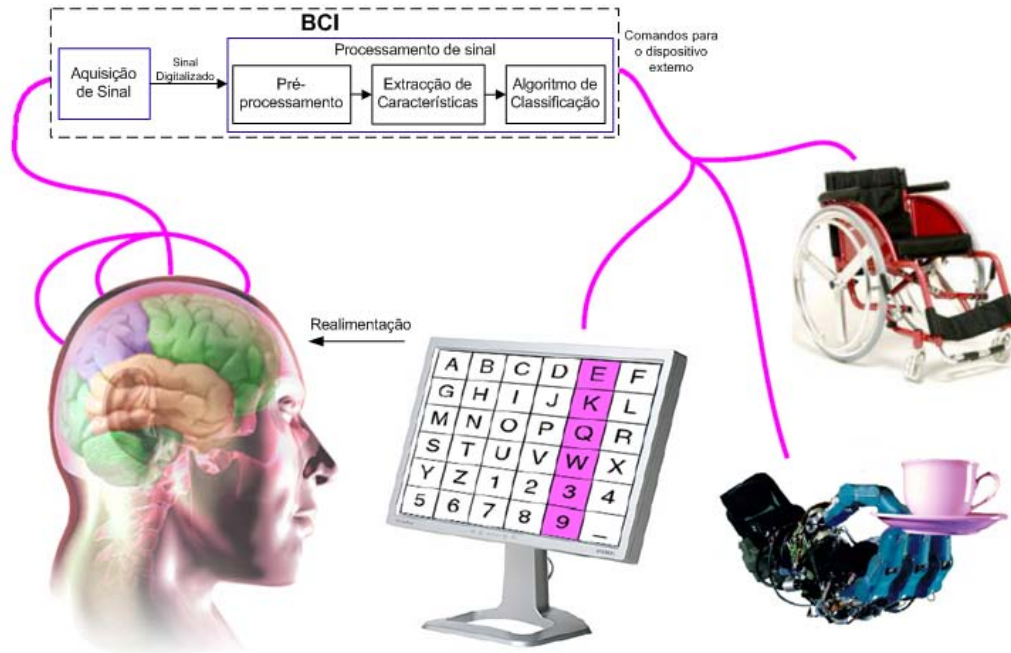


Figura 2-6: Componentes funcionais de uma BCI.

2.4.1 Sinal de EEG

O Electroencefalograma (EEG), descoberto em 1929 por Hans Berger [12], é um exame que mede e regista a actividade eléctrica do cérebro produzida pelos neurónios que se encontram perpendiculares à superfície e que são responsáveis pelo campo eléctrico detectável no escalpe. O registo da actividade eléctrica é efectuado com recurso a eléctrodos colocados no escalpe e ligados ao electroencefalógrafo que, no seu conceito geral, pode ser considerado um amplificador de alto ganho. O conjunto dos registos resultantes dos vários eléctrodos é que constitui o electroencefalograma e representa o sinal eléctrico das várias áreas do cérebro.

O EEG pode registar as diferenças de potencial entre um eléctrodo e a referência (derivação monopolar), entre um eléctrodo e a referência formada pela média de todos (derivação com referência à média) ou entre dois eléctrodos distintos sem recorrer a uma referência fixa (derivação bipolar). A colocação dos eléctrodos no escalpe obedece a normas específicas, sugeridas em 1949 por Herbert H. Jasper [13]. Estas normas deram lugar ao sistema designado 10-20 que se baseia na relação entre a localização de um eléctrodo e a área do córtex cerebral subjacente.

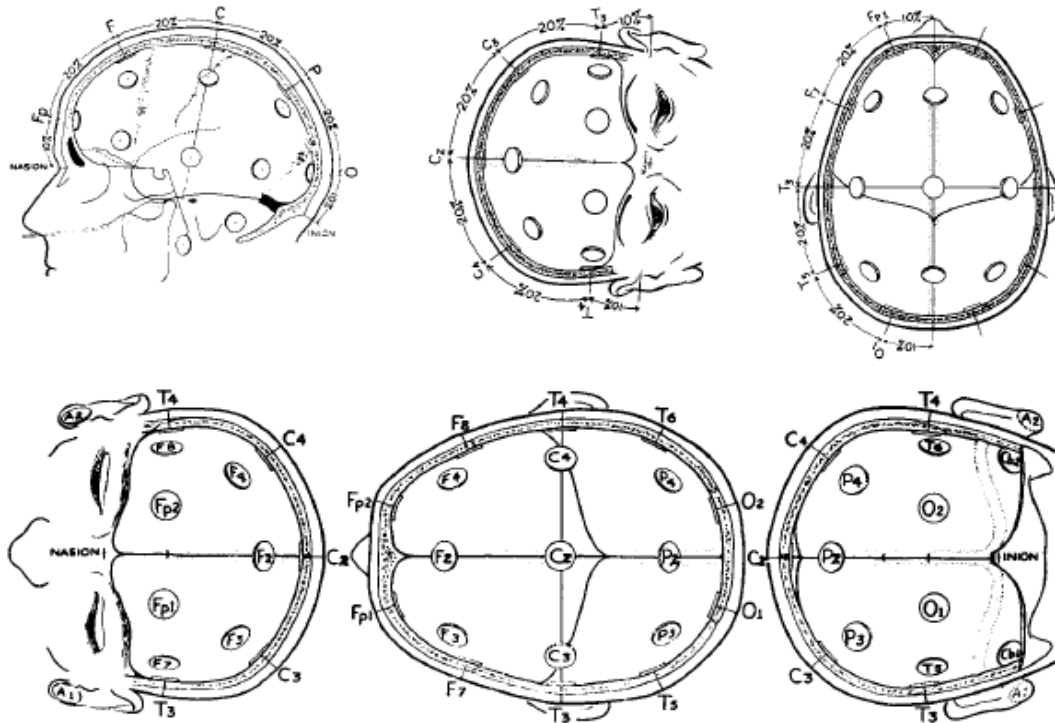


Figura 2-7: Sistema 10-20 recomendado pela International Federation of EEG Societies.

O sistema 10-20 é composto por 19 posições para colocação de eléctrodos tal como as representadas na Figura 2-7. Cada uma dessas posições é identificada por uma letra maiúscula que identifica o lóbulos (Frontal, Temporal, Central, Parietal e Occipital) e uma letra minúscula z ou um número que identifica a localização no hemisfério. A letra z refere-se a uma posição na linha central do cérebro, enquanto os números pares referem-se ao hemisfério direito e os ímpares ao esquerdo.

2.4.2 Ritmos cerebrais

O sinal de EEG é um sinal complexo, mas que pode ser decomposto no seu espectro para dar origem a vários “sub-sinais” denominados ritmos cerebrais que se definem pela sua banda de frequências e pela sua origem no córtex cerebral. O aspecto particular de cada um desses ritmos é o facto de estarem associados a certas tarefas biológicas. Neste contexto, os esforços de investigação têm-se centrado na compreensão da actividade cerebral local/global (onde colocar os eléctrodos e em que numero), no significado funcional dos diversos ritmos e no efeito do processamento cognitivo (*e.g.*, imaginação motora, cálculo numérico, linguagem e memória) nas variações sistemáticas das ondas cerebrais.

Os ritmos Delta foram introduzidos por Walter (1936) para designar todas as frequências abaixo da banda Alfa. A sua gama de frequências vai de 0.5 até 4Hz e é o ritmo que apresenta a maior amplitude e a onda mais lenta (Figura 2-8). Este ritmo é associado ao sono profundo e pode estar presente no estado acordado.

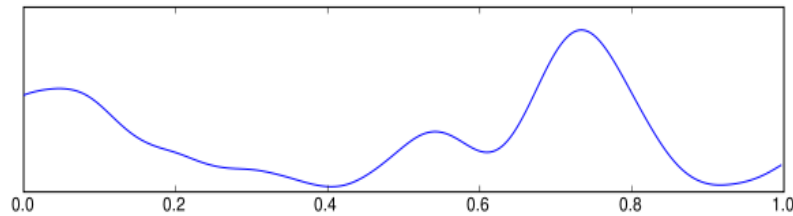


Figura 2-8: Ritmos Delta (<4Hz).

A noção de onda Teta (Figura 2-9) foi introduzida por Wolter e Dovey em 1944. A sua banda de frequência está compreendida entre os 4 e os 7.5 Hz. Este ritmo está associado a matéria inconsciente, inspiração criativa e meditação profunda [14]. Uma grande actividade Teta nos adultos acordados é anormal, podendo ser provocada por vários problemas patológicos. As mudanças nos ritmos Teta são examinadas para estudos das emoções ou da maturidade.

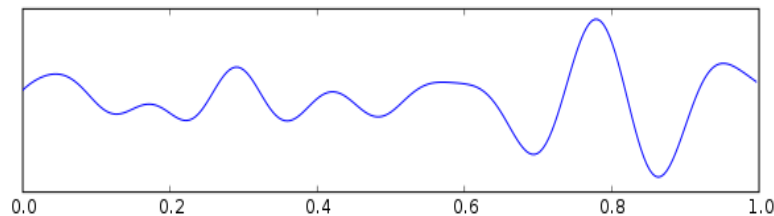


Figura 2-9: Ritmos Teta (4 – 7.5Hz).

Os ritmos Alfa (Figura 2-10) estão compreendidos na banda de frequências dos 8 aos 13Hz. Este ritmo aparece na metade posterior da cabeça e pode ser, usualmente, encontrado na região occipital do cérebro. Os ritmos Alfa apresentam uma amplitude maior quando os olhos estão fechados e sofre uma atenuação quando estes são abertos [9]. Este facto confirma que os ritmos Alfa reflectem principalmente o processamento visual nas redes occipitais. Na banda de frequências do ritmo Alfa existe um outro ritmo denominado ritmo Mu (Figura 2-10). Este ritmo é limitado a breves períodos de tempo, de 0.5 a 2 segundos [15], e pode ser observado sobre o córtex sensório-motor na ausência de movimento. Os ritmos Mu foram, originalmente, usados para reflectir um estado cortical de relaxamento motor e está presente como parte normal do estado acordado [16-18].

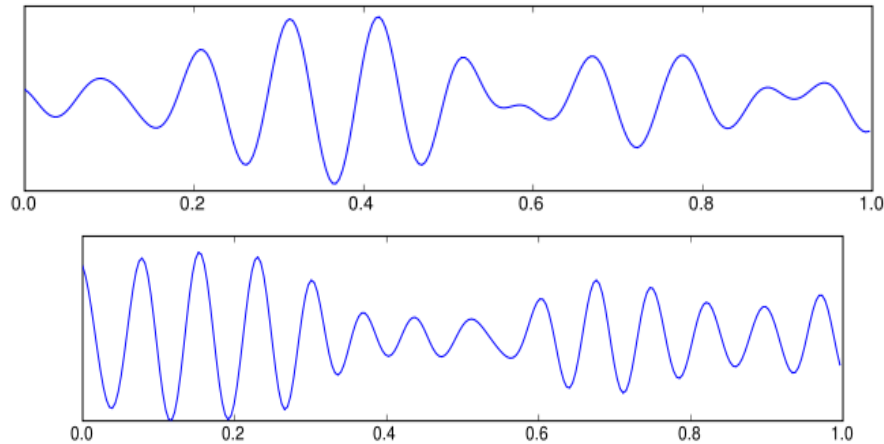


Figura 2-10: Ritmos Alfa (em cima) e ritmos Mu (em baixo); ambos se encontram na banda dos 8 aos 13 Hz, mas a sua fonte é diferente.

Para se compreender o comportamento dos ritmos Mu é necessário introduzir dois conceitos designados na literatura por *Event Related Desynchronization* (ERD) e *Event Related Synchronization* (ERS). A ERD é uma supressão na amplitude do EEG resultante da estimulação talamocortical que está associada a redes neuronais excitadas ou áreas corticais activadas [19, 20]. A diminuição da potência resulta do facto destas áreas serem activadas assincronamente [21, 22]. Contrariamente, a ERS é definida como um aumento na amplitude do EEG e está associada a redes neuronais inactivas ou áreas corticais desactivadas. Ao mesmo tempo, é admitido [23] que a ERS resulte de redes sensório-motoras funcionalmente activas, mas cada vez mais sincronizadas.

Os ritmos Mu são bastante utilizados na investigação na área das BCI devido ao facto de sofrerem uma ERD na presença de preparação motora [24]. Esta dessincronização ocorre no hemisfério contra-lateral ao membro que executa o movimento [25] e é, posteriormente, seguida por uma ERD bilateral que ocorre sobre as regiões ipsilateral e contra-lateral centrais durante a execução do movimento. Para além da ocorrência da ERD associada aos ritmos Mu na preparação de movimentos voluntários, esta também acontece quando é feita a imaginação motora [26, 27]. Este facto torna estes ritmos bastante importantes na implementação de BCIs, especialmente as que são desenvolvidas para pacientes totalmente desabilitados fisicamente. Outra das características dos ritmos Mu que é relevante para a sua utilização é o facto de serem ritmos passíveis de serem treinados, em relativamente pouco tempo, usando técnicas de *biofeedback* [28, 29].

Os neurónios espelho (*mirror neurons*) são neurónios que são activados quando uma pessoa executa uma acção motora e quando observa uma acção motora realizada por outrem. Estes neurónios imitam as acções realizadas por outros no córtex pré-motor tal como se fosse o próprio observador a executar as acções, este efeito de “simulação” faz com que os neurónios espelho sejam associados à aprendizagem motora [30]. É comumente aceite que os ritmos Mu estão associados aos neurónios espelho. Neste contexto, quando a acção observação/percepção motora ocorre, estes ritmos reflectem principalmente a modulação dos neurónios espelho [31, 32].

Os ritmos Beta (Figura 2-11) são ritmos cerebrais usuais no estado acordado e são associados ao pensamento activo e à concentração, podendo ser encontrados em qualquer adulto na banda de frequências entre os 13 e 30Hz. No entanto, a literatura não é consensual relativamente a este conceito e pode variar de autor para autor. Tal como os ritmos Mu, o ritmo Beta pode ser adquirido no córtex sensório-motor. Outra das semelhanças com o ritmo Mu é a ocorrência de uma ligeira ERD no ritmo Beta na preparação dos movimentos voluntários. Em simultâneo, ocorre uma elevada ERS após o movimento em ambos os hemisférios, sendo esta maior no hemisfério contra-lateral [33-36].

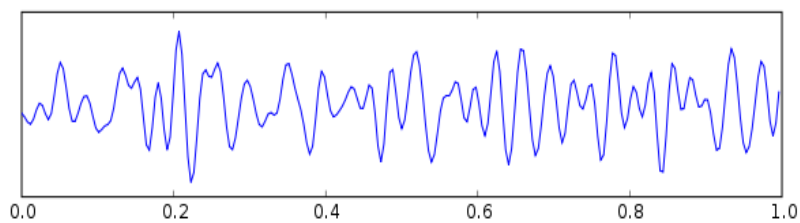


Figura 2-11: Ritmos Beta (13 – 30Hz).

Finalmente, os ritmos Gama (Figura 2-12), também chamados de ritmos Beta rápidos, foram introduzidos por Jasper e Andrews (1938) para descrever toda a actividade eléctrica cerebral acima dos 30Hz. Apesar da amplitude destes ritmos ser muito baixa e a sua ocorrência rara, a detecção deste ritmo pode ser usada para confirmação de certas doenças cerebrais. Está provado que os ritmos Gama são um bom indicador de ERS e podem ser usados para demonstrar a lateralização no movimento dos dedos indicadores direito e esquerdo e da área bilateral bastante ampla do movimento da língua [37].

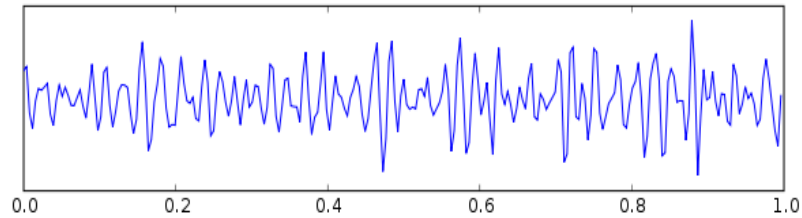


Figura 2-12: Ritmos Gama (>30Hz).

2.4.3 Paradigmas de controlo

Na Figura 2-13 podem ser vistos os tipos de potenciais do cérebro que são utilizados na implementação de BCIs. Os potenciais espontâneos ocorrem de forma natural no cérebro, enquanto que os potenciais de eventos são gerados como resposta a um estímulo. A distinção entre os vários paradigmas de operação de uma BCI assenta na forma como o processamento cognitivo causa variações sistemáticas nos padrões cerebrais.

Por um lado, as actividades electrofisiológicas usadas no projecto e implementação prática de uma BCI incluem a actividade sensório-motora (incluem as alterações rítmicas e os potenciais relacionados com o movimento), os potenciais evocados visualmente (VEPs), o P300 e os potenciais corticais (SCP), a resposta a tarefas mentais (*e.g.*, resolução de um problema de multiplicação, contagem mental, imaginação de um objecto 3D), e neuromecanismos múltiplos usando uma combinação dos mencionados acima.

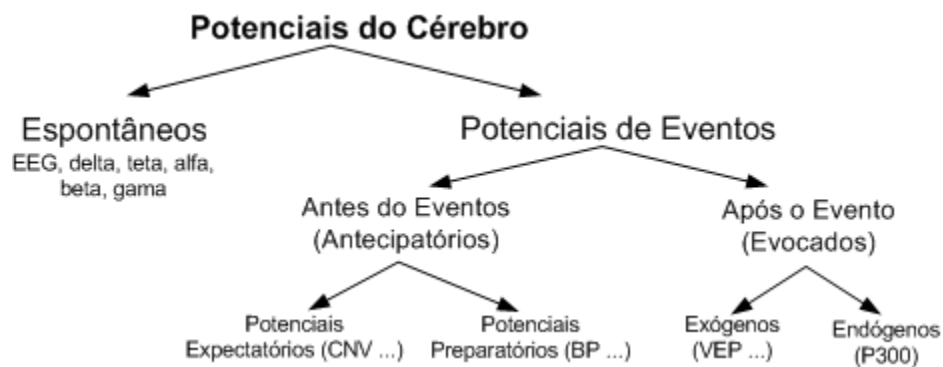


Figura 2-13: Classificação dos potenciais resultantes da actividade cerebral.

2.4.4 Processamento de sinal

A fase de processamento de sinal é iniciada com um pré-processamento em que é feita uma filtragem na frequência para remover componentes indesejadas como, por exemplo, a frequência da rede eléctrica. Os sinais de EEG são caracterizados por uma baixa relação sinal

ruído. Uma forma de ultrapassar este facto consiste em aplicar filtragem espacial aos sinais para se obter potenciais que representam melhor a actividade cortical original. Dois dos tipos de filtragem espacial mais utilizados são a *Surface Laplacian* (SL) [38, 39] e a *Common Average Reference* (CAR) [38]. No primeiro caso, na sua forma local, é subtraído ao eléctrodo em causa a média da actividade dos eléctrodos vizinhos (normalmente quatro). No segundo caso é subtraído a cada eléctrodo a média da actividade de todos os outros.

Depois do pré-processamento é feita a extracção de características de acordo com o paradigma adoptado e os estímulos utilizados. Em relação ao projecto de BCIs, devem ser consideradas algumas das propriedades mais relevantes das características, tais como:

- Ruído: as características são ruidosas uma vez que os sinais de EEG apresentam uma baixa relação sinal ruído;
- Elevada dimensão: os vectores de características são usualmente de elevada dimensão uma vez que são extraídas de vários canais e em vários segmentos temporais, antes de serem concatenadas num único vector de características;
- Informação temporal: as características devem conter informação temporal uma vez que os padrões de actividade cerebral estão, geralmente, relacionados com variações específicas no tempo;
- Não estacionárias: as características são não estacionárias uma vez que o sinal de EEG pode variar no tempo em função do estado do sujeito, especialmente entre sessões.

No projecto de BCIs tem sido usada uma grande variedade de características, tais como os valores de amplitude dos sinais de EEG, bandas de potência, parâmetros autoregressivos e características do modelo inverso. Uma boa selecção de características pode ser a chave do sucesso de um algoritmo de classificação (características altamente correlacionadas com a classe e descorrelacionadas entre si). Um passo usual é proceder à redução do espaço de características, seleccionando as que contêm mais informação e descartando as redundantes. Outro aspecto a ter em conta aquando da selecção das características é a necessidade de se manter uma boa correlação entre a intenção do sujeito e as características usadas pela BCI ao longo do tempo.

Nesta linha de ideias, para a selecção do classificador mais apropriado a um dado sistema BCI é essencial compreender que características são usadas, quais as suas propriedades e como são usadas. Na classificação podem ser usados algoritmos simples em que apenas é aplicado um limiar às características seleccionadas [7, 40]. Contudo, e de acordo com Wolpaw [4], um algoritmo efectivo deve adaptar-se a cada utilizador em três níveis. Primeiro, quando um novo utilizador usa a BCI, o algoritmo adapta-se às características dos seus sinais. Uma BCI que possua apenas este nível de adaptação é efectiva apenas se o desempenho do utilizador for estável. O segundo nível de adaptação consiste em ajustes periódicos para reduzir o impacto de variações espontâneas provocadas pelos níveis hormonais, o meio envolvente, a fadiga ou a hora do dia. O terceiro nível de adaptação está relacionado com a capacidade de adaptação do cérebro. Por exemplo, se a característica seleccionada é a amplitude da potência dos ritmos Mu, a correlação entre a amplitude e a intenção do utilizador vai aumentar com o tempo.

Dois exemplos de classificadores que implementam os três níveis de adaptação são o *Incremental Support Vector Machine (incremental-SVM)* [41] e classificadores de redes neurais [42]. Nesta medida, um dos aspectos fundamentais é o treino da actividade cerebral de forma a regular os seus potenciais. A BCI e o utilizador formam dois controladores adaptativos nos quais a operação final é o resultado da adaptação de cada sistema através do uso de realimentação. Alguns trabalhos investigam a possibilidade de treinar o utilizador para mudar os padrões cerebrais [29], outros treinam o computador para aprender essas variações[43].

2.5 Casos de sucesso

Os desenvolvimentos verificados nos últimos anos indicam a possibilidade de utilização da actividade electroencefalográfica como base para o desenvolvimento de canais alternativos de comunicação e controlo, permitindo a pacientes com incapacidades físicas severas (mas funções cognitivas intactas) acederem a novos serviços e oportunidades. Esforços recentes focam o potencial de aplicação em reabilitação [30], comunicação multimédia [44], navegação em ambientes virtuais [45], etc. Nesta secção serão descritas algumas das actividades realizadas, na actualidade, por vários grupos de investigação e laboratórios que se dedicam a estas áreas. Apenas serão descritos projectos baseados em técnicas de aquisição não invasiva, visto ser este o âmbito do presente trabalho.

O grupo de investigação de Wadsworth desenvolveu uma plataforma designada BCI2000 [46] com o objectivo de unir esforços entre os investigadores da área. Nas suas investigações usam principalmente a dessincronização dos ritmos Mu para classificação de execução ou imaginação motora, conseguida após o treino dos sujeitos [4, 6]. Paralelamente, o grupo BCI de Graz, liderado por Pfurtscheller, tem como objectivo principal a utilização dos ritmos Mu e Beta durante o treino e o controlo. Um dos seus feitos foi conseguir que um paciente com um braço desabilitado fisicamente conseguisse agarrar um objecto. Estes resultados foram alcançados com base em sinais de estimulação eléctrica funcional (FES) gerados a partir do EEG [47-49]. Os investigadores da BCI de Martigny propuseram um classificador de redes neuronais baseado em análise linear discriminante (LDA) para classificação de características estáticas [50]. Na sua abordagem, três sujeitos utilizando uma BCI assíncrona obtiveram 75% de classificações correctas, após alguns dias de treino, usando imaginação motora da mão direita e esquerda ou relaxamento com os olhos fechados [51, 52].

Noutra direcção distinta, o objectivo do grupo de BCIs de Berlim (BBCI) é reduzir a variabilidade da BCI entre sujeitos, desenvolvendo uma BCI compatível com o maior número de pessoas e minimizando o nível de treino do sujeito. Para que esse objectivo seja alcançado o maior esforço concentra-se em transferir o treino da actividade cerebral para a aprendizagem da máquina [43, 53]. Por sua vez, Birbaumer *et al.* [54] desenvolveram uma BCI designada por *Thought Translation Device* (TTD) destinada a pacientes tetraplégicos. Esta proporciona aos sujeitos a aprendizagem da regulação dos potenciais corticais lentos (SCP) em regiões centrais do cérebro usando EEG ou ECoG. Os pacientes são capazes de gerar decisões binárias e que proporcionam um canal de comunicação com o mundo exterior.

A realização de aplicações práticas depende, em grande medida, da avaliação e comparação sistemática de diferentes sinais cerebrais, métodos de aquisição, algoritmos de processamento, formatos de saída e protocolos de operação. Em geral, o sistema BCI típico é concebido especificamente para um paradigma de controlo particular, não sendo adequado para estudos sistemáticos essenciais para um progresso continuado. Em resposta a este problema, têm sido desenvolvidas várias plataformas que reduzem o trabalho e custo, facilitando a implementação de diferentes sistemas BCI, com destaque para a BCI2000 [46], o BioSig [55] e o OpenVibe [56] como plataformas software de desenvolvimento e investigação usadas por vários grupos de investigação.

Capítulo 3

Plataforma BCI Baseada nos Ritmos Mu

3.1 Introdução

Neste trabalho de dissertação pretendia-se estabelecer e reforçar os conhecimentos científicos e tecnológicos numa área multidisciplinar associada ao desenvolvimento de interfaces cérebro-computador. Alguns esforços recentes realizados no IEETA provaram ser viável a ideia de um sistema que analisa a actividade cerebral de um indivíduo, tenta encontrar qual a sua intenção e gera comandos que controlam um dispositivo de saída [2, 44]. O trabalho foi implementado em Matlab/Simulink® e tinha como objectivo o controlo de um pequeno robô móvel Khepera. O paradigma de controlo adoptado foi baseado no princípio da dessincronização dos ritmos Mu na presença de tarefas de imaginação motora. Apesar dos primeiros resultados promissores, os esforços foram dirigidos para a resolução de inúmeros problemas técnicos que influenciam a eficiência e fiabilidades de um sistema BCI.

O processo de desenvolvimento de BCIs é bastante complexo devido ao elevado número de conhecimentos e tarefas necessárias para a sua concretização. Por um lado, a melhoria no desempenho dos sistemas actuais exige uma melhor compreensão dos mecanismos neurológicos e cognitivos do cérebro. Por outro lado, é necessário avaliar continuamente as possibilidades potenciadas pelas plataformas integradas de desenvolvimento e pelos avanços verificados nas áreas do processamento de sinal e da aprendizagem automática.

Nesta linha de ideias, o objectivo principal deste trabalho foi o desenvolvimento de uma plataforma software dedicada ao projecto, teste e uso de interfaces cérebro computador baseadas nos ritmos sensório-motores. Para além de se pretender continuar e melhorar o trabalho realizado anteriormente, os maiores esforços recaíram sobre o desenvolvimento de

uma plataforma que permita encurtar a curva de aprendizagem e o esforço necessário em trabalhos posteriores a realizar por outros alunos e/ou investigadores. Este capítulo descreve a plataforma BCI desenvolvida, designada por IEETA-BCI, tendo sempre em consideração que apenas serão apresentados os novos blocos e as novas funcionalidades, deixando para consulta em [2] a base do sistema anterior.

3.2 Ambiente de desenvolvimento

3.2.1 Matlab/Simulink

Ao longo deste trabalho combinam-se as funcionalidades de processamento do Matlab® com as capacidades de desenvolvimento do Simulink®. O Matlab® é uma linguagem e um ambiente interactivo de computação técnica de alto nível para desenvolvimento de algoritmos, visualização e análise de dados e computação numérica. Através do Matlab® é possível resolver problemas de computação técnica de forma mais rápida do que utilizando linguagens de programação tradicionais, tais como o C, C++ ou Fortran. O Matlab dispõe de uma grande quantidade de funções dedicadas à resolução de problemas nas mais variadas áreas da ciência e permite a integração de código de outras linguagens, tornando-o bastante versátil. Por sua vez, o Simulink® é um ambiente de simulação e desenvolvimento multi-domínio baseado em modelos de sistemas dinâmicos que proporciona um ambiente gráfico interactivo e um conjunto de blocos personalizáveis. Com base nestas características é possível projectar, simular, implementar e testar uma grande variedade de sistemas variáveis no tempo, incluindo comunicações, controlo, processamento de sinal, processamento de vídeo e imagem. Para além disso, o Simulink está integrado no Matlab, proporcionando acesso a uma extensa variedade de ferramentas e funções.

A plataforma desenvolvida integra uma interface gráfica *user friendly* que confere ao utilizador um nível de abstracção superior e que permite de forma simplificada alterar parâmetros, definir o protocolo das experiências e analisar dados. Foram desenvolvidas um conjunto de ferramentas para a plataforma em que cada uma delas dispõe um menu da interface gráfica e um modelo Simulink® associado. Para se proceder ao desenvolvimento de uma interface gráfica (GUI) utilizando o Matlab®, o primeiro passo é decidir qual método que irá ser utilizado para a sua implementação. Neste trabalho optou-se por usar o GUIDE que é um construtor interactivo de interfaces gráficas.

3.2.2 S-functions M-file level 2

O Simulink® é uma ferramenta muito poderosa para a construção e teste de sistemas de simulação, dispondo de diversas *toolboxes* para as mais variadas áreas da ciência. No entanto, e apesar do elevado número de blocos disponíveis, foi preciso implementar novos blocos para satisfazer as necessidades do sistema. Esses blocos foram implementados recorrendo às *S-functions M-file level 2* (Figura 3-1) tendo em conta que as *S-functions level 1* se encontram obsoletas e o seu uso é desaconselhado. As *S-functions M-file level 2* permitem usar a linguagem M do Matlab® e todas as suas funções para criar blocos personalizados com múltiplas entradas e saídas, capazes de lidar com qualquer tipo de sinal produzido por um modelo do Simulink®.



Figura 3-1: Aspecto original do bloco Level-2 M-file S-function que pode ser encontrado na secção User-Defined Functions da biblioteca do Simulink.

O funcionamento dos blocos é definido por um *M-file* que é composto por um conjunto de *callback methods* invocados pelo mecanismo do Simulink® aquando da inicialização e durante a simulação, tendo como argumento de entrada um *Run-Time Object* (denominado *block*) que contém as propriedades do bloco. A figura seguinte mostra de uma forma geral quais as propriedades do RTO.

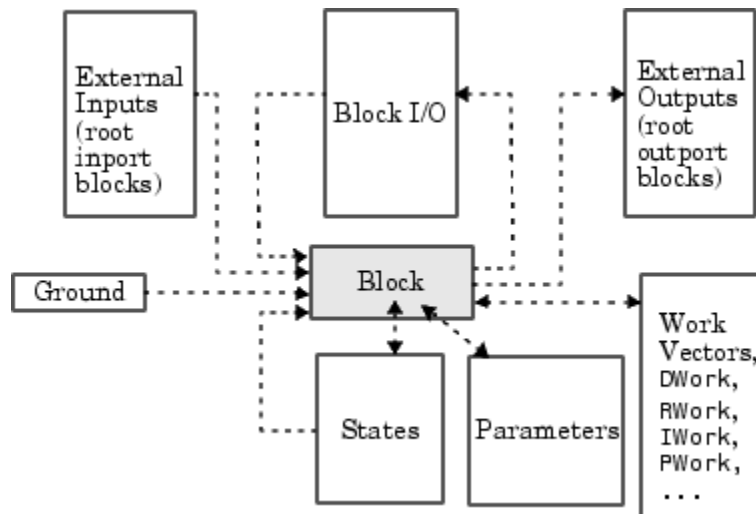


Figura 3-2: Propriedades de um *Run-Time Object* (RTO).

A execução das *S-functions level 2* é dividida em duas fases: a inicialização do modelo que é executada apenas uma vez e o ciclo de simulação que é repetido durante a duração da simulação (ver Figura 3-3). Na inicialização, a *callback Setup* é obrigatoriamente executada para definir os atributos fundamentais da *S-function*, tais como as portas de entrada e saída, os parâmetros de entrada e os tempos de amostragem. Após a inicialização, o mecanismo do Simulink executa o ciclo de simulação invocando a *callback Outputs* que calcula as saídas e a *callback Terminate* que termina a simulação.

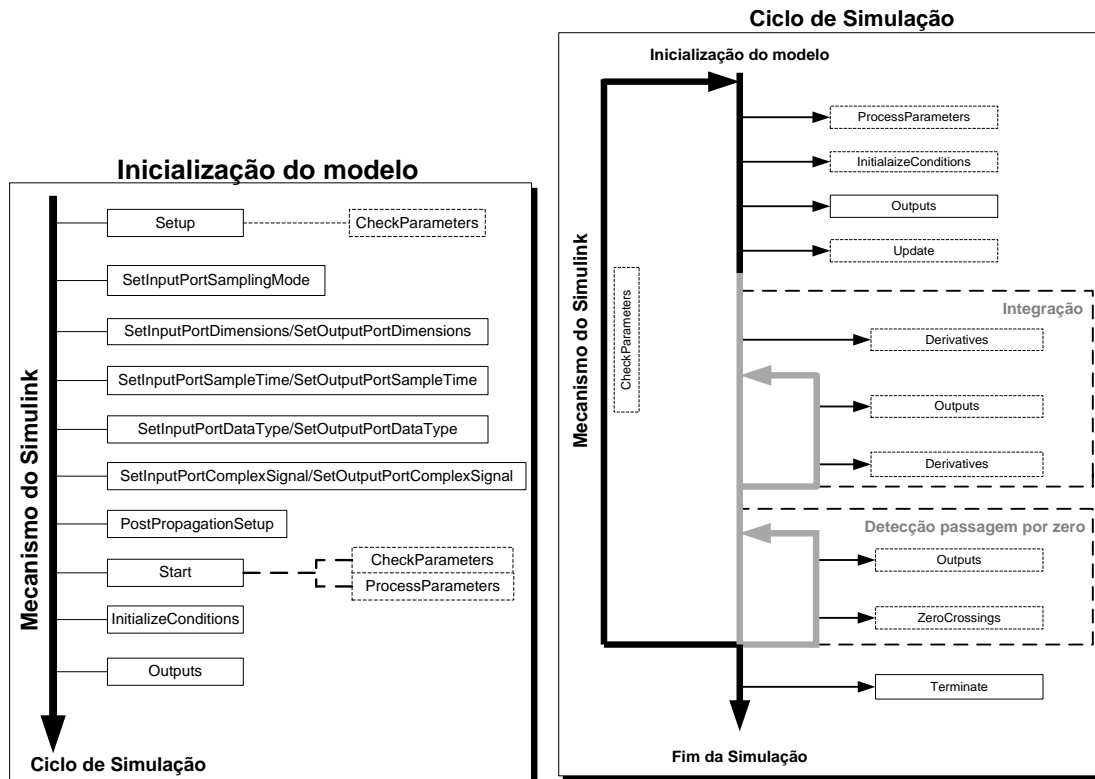


Figura 3-3: Diagramas de funcionamento das *S-functions Level 2*: inicialização do modelo (esquerda) e ciclo de simulação (direita). Rectângulos de linha contínua representam *callbacks* obrigatoriamente invocadas, enquanto que os de linha descontinua representam *callbacks* que podem não ser invocadas.

3.3 Aquisição de dados

3.3.1 Equipamento ambulatório Trackit

O sistema utilizado para a aquisição de sinais de EEG foi desenvolvido pela *Lifelines Ltd* (Hants, UK) e trata-se de um gravador ambulatório de EEG designado por *Trackit™* (Figura 3-4). Este equipamento permite a ligação a um PC através da porta série para a aquisição de sinais em tempo real.



Figura 3-4: Sistema de aquisição de EEG Trackit™.

O equipamento Trackit™ possui as seguintes características [57]:

- Voltagem máxima permitida: 10mV_{pp} .
- Voltagem DC máxima para operação (tensão dos eléctrodos): $\pm 250\text{mV}$.
- Largura de banda: $0.16 - 70\text{ Hz}$.
- Frequência de amostragem: o equipamento permite frequências de amostragem diferentes para cada canal, no entanto estas têm que ser múltiplas da frequência base (256 ou 200Hz), ou seja, 256, 128, 64, 32, 16, 8, 4, 2, 1 ou 200, 100, 50, 25.
- Conversor A/D com S/H em cada canal.
- Bateria de lítio PP3 que permitem 96 horas de gravação contínuas para 21 canais.
- *Backup* interno da bateria de 5 minutos, permite continuar a adquirir sinal enquanto se trocam as baterias ou se liga o dispositivo à alimentação da rede.
- Gravação em *Compact Flash* (aceita dispositivos desde 32MB a 12 GB).
- Buffer de dados suporta até 3 minutos de sinal, enquanto decorre a troca do cartão de memória.
- Eléctrodos para EEG de dimensão 1.5 mm.
- Software de Setup, aquisição e monitorização para o PC através da porta série.
- Gravação dos dados no formato nativo: *European Data Format* (EDF).

Apesar do Trackit™ dispor de um software próprio para aquisição e monitorização de sinais, foi necessário criar um *driver* para o Matlab® (ambiente de desenvolvimento do IEEETA_BCI) para se poder utilizar o sistema em tempo real e gravar os sinais num formato próprio.

3.3.2 Driver de comunicação

O driver de comunicação foi desenvolvido com o objectivo de permitir a troca de informação entre o equipamento e o computador usando a linha série e um protocolo específico. Para além da aquisição dos sinais de EEG, pretendia-se desenvolver e integrar na plataforma BCI uma interface que permitisse a configuração de diversos parâmetros do Trackit e a verificação das impedâncias dos eléctrodos. Este último procedimento é importante quer durante o processo inicial de colocação dos eléctrodos como durante a realização das próprias sessões de aquisição.

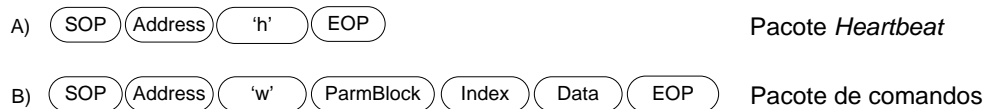
Em [2] a aquisição de sinais de EEG é baseada num driver implementado em C/C++ (bloco *snack*) usando a ferramenta *Legacy Code Tool* (LCT). No entanto, este bloco apenas fornecia os valores adquiridos sem proceder às necessárias correcções das amplitudes. Deste modo, tornava-se necessário recorrer ao software do Trackit™ para efectuar a verificação das impedâncias dos eléctrodos. Neste trabalho, foi adoptada uma outra abordagem com a implementação de um novo *driver* utilizando a linguagem nativa do Matlab® e tendo em conta as seguintes considerações do protocolo de comunicação:

- Comunicação através da porta série RS232.
- Apenas utiliza as linhas série RX e TX a $\pm 12V$.
- O isolamento óptico dos sinais é feito no Trackit™ Isolator.
- Não são usados sinais de *handshaking*.
- A transferência de dados utiliza 8 bits, um *start* bit e um ou dois *stop* bits.
- O *baud rate* está fixo em 115200 bits/seg.
- A comunicação é efectuada através de pacotes de caracteres iniciados com um carácter *start of packet* (SOP) e terminados com um *end of packet* (EOP).
- A recepção correcta de pacotes é assinalada pelo Trackit™ com pacotes *Acknowledge* (ACK) ou *Not-acknowledge* (NACK).

- A comunicação entre o PC e o Trackit™ é mantida activa através de pacotes de *Heartbeat* enviados pelo PC periodicamente de um em um segundo, respondendo o Trackit™ com um *Heartbeat acknowledge*.

Vários tipos de pacotes são usados na comunicação entre o PC e o Trackit™, mas apenas serão descritos aqueles que foram utilizados na implementação do *driver*. A Figura 3-5 descreve os tipos de pacotes utilizados na drive de comunicação desenvolvida: nos pacotes A e B os dois bytes que constituem o *Address* contêm o identificador do equipamento Trackit™ que está guardado na memória não-volátil ou o valor zero que endereça o pacote para todos os equipamentos. No pacote A, ParamBlock tem o valor zero o que significa que o pacote em questão é um comando, sendo que o número do comando é colocado no Index. Nos pacotes C, D e E, os valores Status1, 2 e 3 são três bytes de *flags* que informam o PC acerca das configurações e do estado do Trackit™. Os pacotes do tipo F) são os que o Trackit™ envia quando está a adquirir sinal no modo *Headbox* (modo especial que permite que os dados sejam adquiridos e guardados no PC).

Pacotes transmitidos pelo PC



Pacotes transmitidos pelo Trackit™

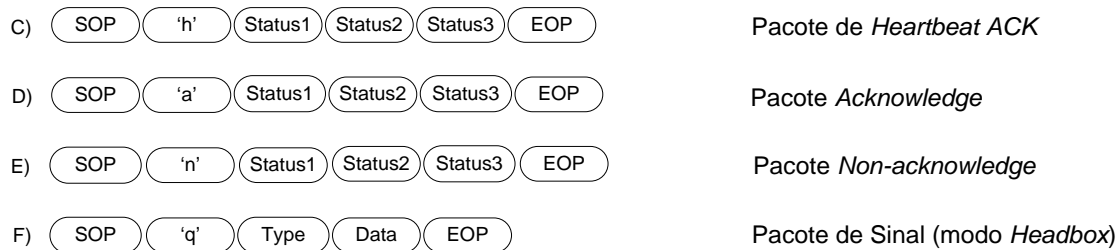


Figura 3-5: Pacotes utilizados na comunicação entre o computador e o Trackit™.

O *driver* foi implementado recorrendo à programação orientada aos objectos da linguagem Matlab®, através da definição da classe *trackit*. No diagrama da Figura 3-6 são apresentados os passos necessários para a aquisição de sinal. O processamento de pacotes envolve vários procedimentos, começando pela determinação do tipo de pacote a processar. No caso de o pacote ser um *Heartbeat ACK*, *Acknowledge* ou *Non-acknowledge* faz-se a actualização das variáveis que guardam a configurações e o estado do Trackit™.

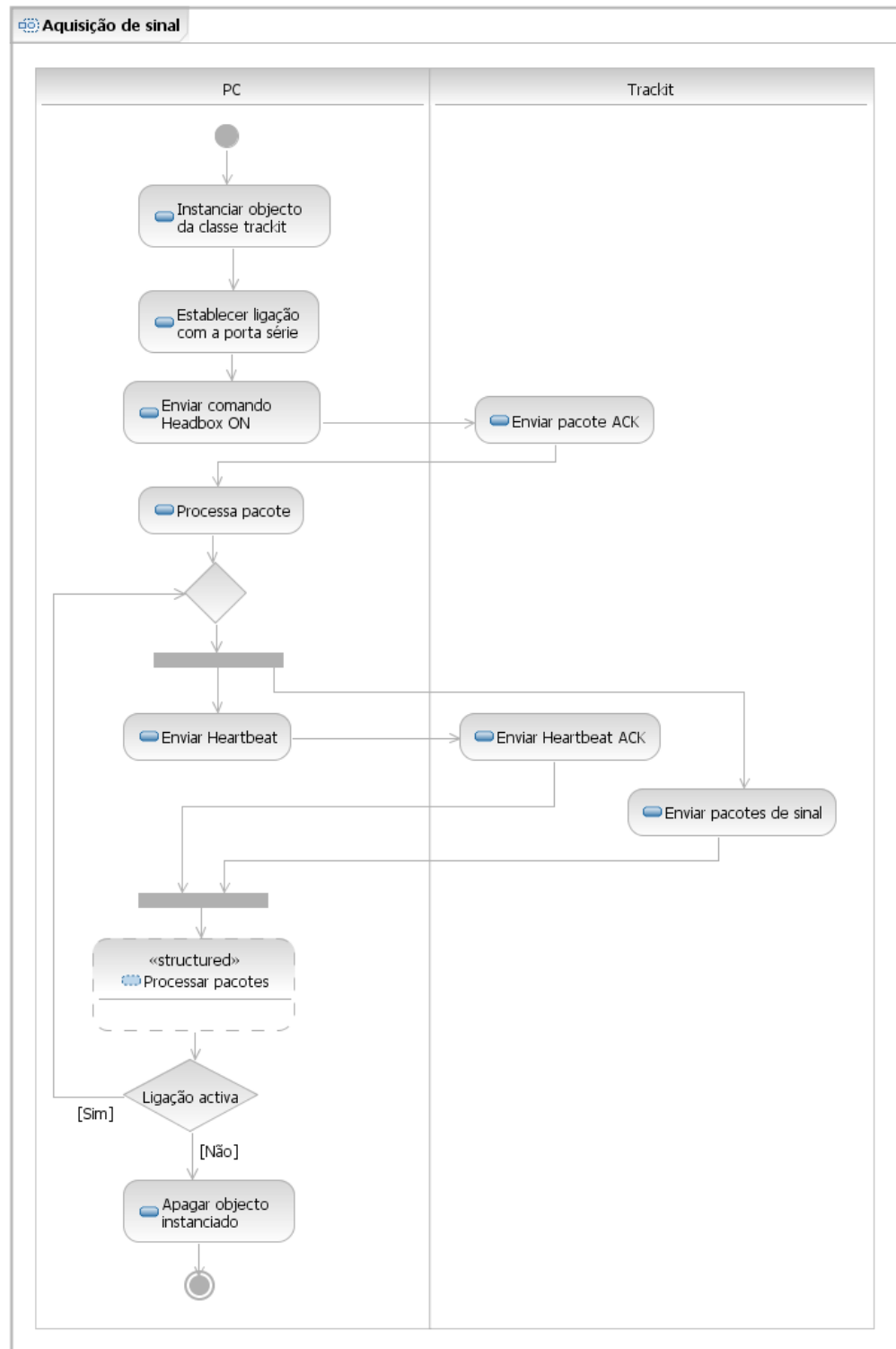


Figura 3-6: Diagrama de actividades do funcionamento do driver de comunicação desenvolvido.

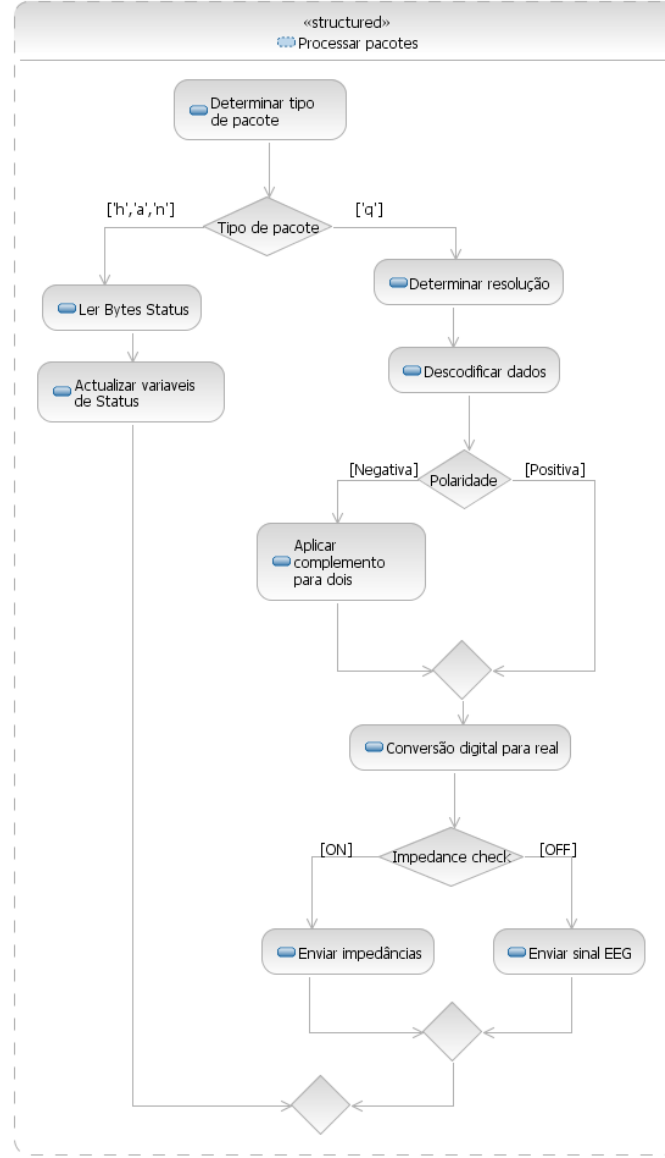


Figura 3-7: Diagrama de actividades da função que processa os pacotes enviados pelo Trackit™.

No caso de o pacote ser do tipo ‘q’ (pacote de dados) é necessário determinar a resolução para que se possa descodificar os dados e posteriormente converter os valores digitais para valores finais em unidades de micro Volt. O procedimento completo é descrito na Figura 3-7. Esta conversão de valores é feita multiplicando as amostras por um factor determinado a partir dos valores *Physicalmax*, *Physicalmin*, *Digitalmax* e *Digitalmin* (armazenados na memória do Trackit™) da seguinte forma:

$$G = \frac{Physicalmax - Physicalmin}{Digitalmax - Digitalmin}$$

A abordagem da implementação do *driver* usando a linguagem nativa do Matlab® verificou-se não ser a melhor devido ao tempo de processamento dos pacotes que é superior ao tempo de aquisição quando a frequência de amostragem de 256 Hz é usada, ou seja, para uma frequência de amostragem de 256 Hz aparecem novos pacotes na entrada da porta série a cada 0.0039 segundos, mas o tempo de processamento demora em média 0.0092 segundos. Devido a este facto o driver implementado passa a ser usado apenas quando se está a verificar a impedância dos eléctrodos, porque neste caso a aquisição é feita a cada 0.7 segundos o que permite que os pacotes sejam processados com sucesso. No caso da aquisição dos sinais de EEG foi adoptada a solução implementada em [2]. Contudo, uma vez que este bloco apenas fornece os valores digitais adquiridos pelo Trackit™ foi necessário criar um novo bloco designado por *CorrectValues* (Figura 3-8) que corrige os valores dados pelo *snack*.

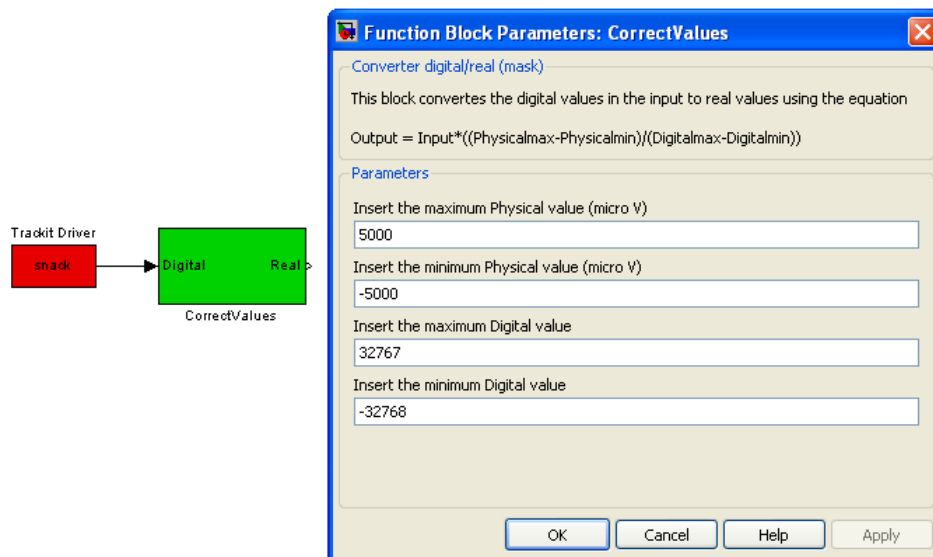


Figura 3-8: Bloco do Simulink® CorrectValues desenvolvido para converter os valores digitais fornecidos pelo bloco *snack* para valores reais e respectivos parâmetros.

3.4 Inicialização da plataforma

A plataforma desenvolvida tem como objectivo auxiliar o estudo dos ritmos cerebrais, em particular os ritmos Mu e Beta, e a implementação de BCIs usando paradigmas que recorrem a esses ritmos. Para que estes objectivos fossem atingidos, a plataforma software foi equipada com diversas ferramentas relacionadas com a aquisição de sinais, a visualização de sinais no domínio do tempo e frequência, a detecção de artefactos e o treino do sujeito.

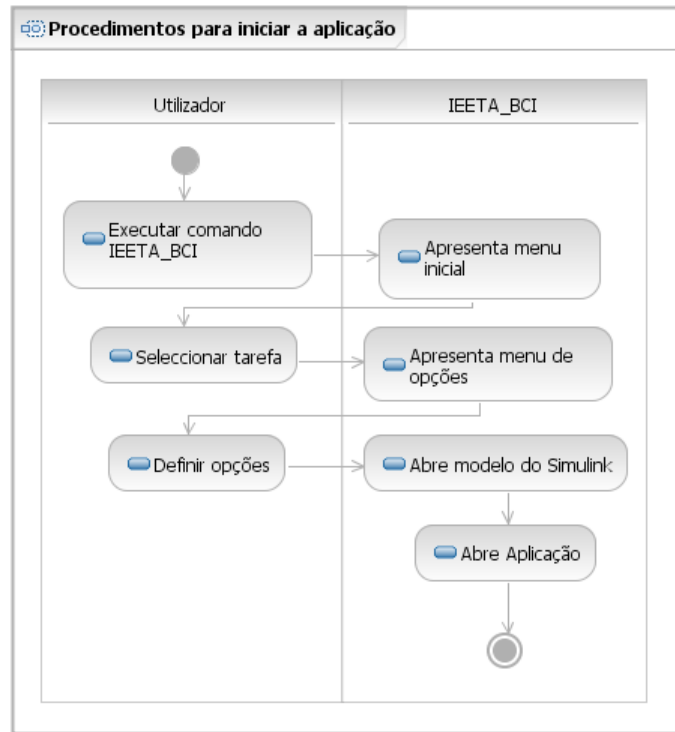


Figura 3-9: Diagrama de actividades da inicialização das ferramentas desenvolvidas para a plataforma.

O processo de inicialização da aplicação está descrito na Figura 3-9. Para se aceder ao menu inicial é necessário executar o comando IEETA_BCI na linha de comandos do Matlab®. Em seguida, a selecção da ferramenta que se pretende utilizar é feita no menu inicial apresentado na Figura 3-10. Este menu resume as ferramentas computacionais desenvolvidas em termos do modo de operação da BCI (*online* e *off-line*) e da fase de treino do sujeito.

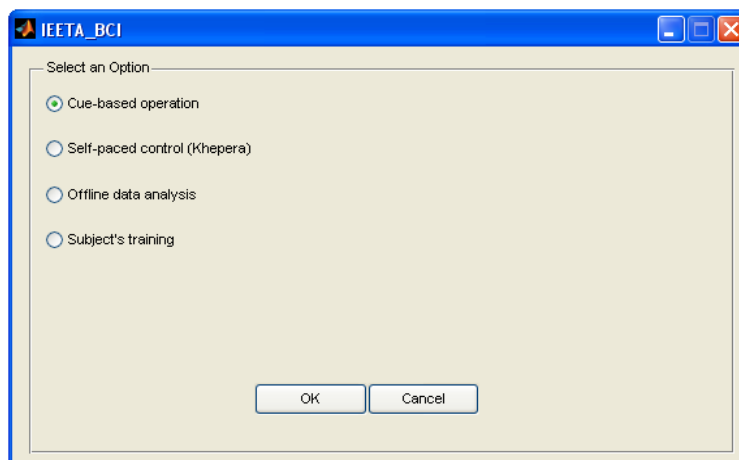


Figura 3-10: Menu inicial da plataforma BCI.

Após a selecção da opção, são apresentados ao utilizador os menus das opções de configuração e informações relativas à ferramenta em causa. O utilizador apenas precisa de introduzir as opções nestes menus da interface gráfica, enquanto que a plataforma se encarrega de configurar o modelo do Simulink® e todos os seus blocos com essas escolhas. Uma vez concluída a fase de definição das opções, o modelo do Simulink® associado à ferramenta é iniciado automaticamente, assim como a correspondente interface gráfica de visualização de sinais.

Nas secções seguintes são descritas em detalhe cada uma das ferramentas implementadas, apresentando para cada uma delas os menus da interface gráfica (opções e visualização de sinais) e o correspondente modelo do Simulink®.

3.5 Modos de operação da BCI

A plataforma BCI pode ser operada em dois modos distintos: (1) modo *online* em que o processo de aquisição é realizado em tempo real, enquanto o sujeito realiza tarefas de imaginação motora; e (2) modo *offline* dedicado a tarefas de processamento e análise de dados à posteriori. No modo *online*, o utilizador do sistema pode ainda seleccionar entre operação baseada em indicações externas (*cue-based*) ou operação assíncrona em que o sistema está sempre disponível para controlo (*self-paced*). No primeiro caso, foram desenvolvidos módulos para adquirir sinais de EEG em sincronia com estímulos visuais enviados para o monitor que indicam a tarefa de imaginação motora a realizar. A segunda implementação é baseada no trabalho descrito em [2] visando o controlo de um robô móvel (Khepera).

Do ponto de vista conceptual, as duas implementações são semelhantes e englobam os blocos funcionais descritos anteriormente. Primeiro, os sinais de EEG são filtrados na gama de 1 a 40 Hz usando um filtro IIR Butterworth passa-banda de 8ª ordem. Em seguida, estes sinais são filtrados espacialmente subtraindo a média dos três canais circundantes para se obterem dois sinais (um para cada hemisfério), correspondendo o canal C3 ao hemisfério esquerdo e o canal C4 ao direito. Por outras palavras, tomam-se as amplitudes medidas a partir de um par de eléctrodos e treina-se o sujeito para que aprenda a variar intencionalmente as amplitudes dos ritmos Mu, simultaneamente e independentemente. O cálculo envolve a estimativa do espectro de potência associado com a banda de frequência dos ritmos Mu e a comparação dos valores resultantes com uma referência (*baseline*).

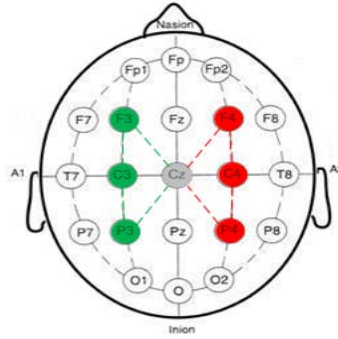


Figura 3-11: Localização espacial dos electrodos nas áreas frontal, central e parietal.

Deste modo, os sinais são segmentados usando um buffer de 128 amostras e as DEPs são calculadas usando o método de Yule-Walker. Este procedimento é efectuado usando o modelo do Simulink® apresentado na Figura 3-12. Após o cálculo das DEPs foram determinadas as áreas delimitadas pelo respectivo gráfico e pelos valores de frequência que delimitam as bandas Alfa e Beta, através da definição das somas de Riemman. Finalmente, são feitos os gráficos da percentagem de ERD/ERS para as bandas Alfa e Beta usando como referência a mediana das áreas dos tempos de relaxamento. A alternativa estudada em [2] foi primeiro aplicar um filtro passa-banda ao EEG na banda Alfa e depois estimar a potência nessa banda.

É com base neste modelo comum que se descrevem, nas próximas subsecções, as ferramentas computacionais desenvolvidas com especial atenção para as questões de configuração do sistema e visualização de dados.

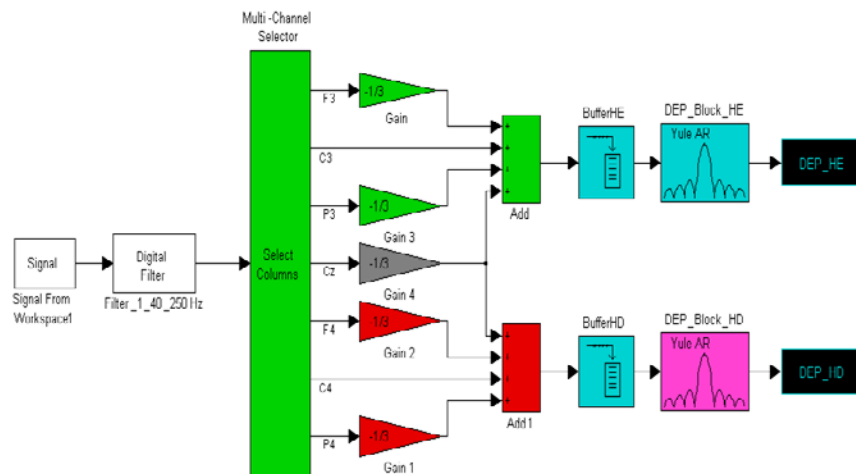


Figura 3-12: Modelo do Simulink® utilizado para determinar as DEPs dos canais C3 e C4 filtrados espacialmente.

3.5.1 Ferramentas de configuração

Esta plataforma foi desenvolvida com o intuito de adquirir sinais EEG em sincronia com estímulos enviados para o monitor de forma a dar ao sujeito a indicação da imaginação/realização motora a efectuar. Ao seleccionar o modo de operação, no menu inicial, as quatro ferramentas de configuração são apresentadas ao utilizador: informações do sujeito, opções do Simulink, opções do Trackit e de guardar dados.

Informações do sujeito

Neste menu (Figura 3-13) o utilizador insere os dados relativos ao sujeito que efectua a aquisição, a data e o número da sessão. Estes dados vão ser de grande importância aquando da análise *offline* para se poder identificar o sujeito e tirar elações estatísticas considerando a idade, o género sexual e a mão preferida na realização da tarefa. A data e o número da sessão têm como objectivo acompanhar a evolução do sujeito após várias aquisições.

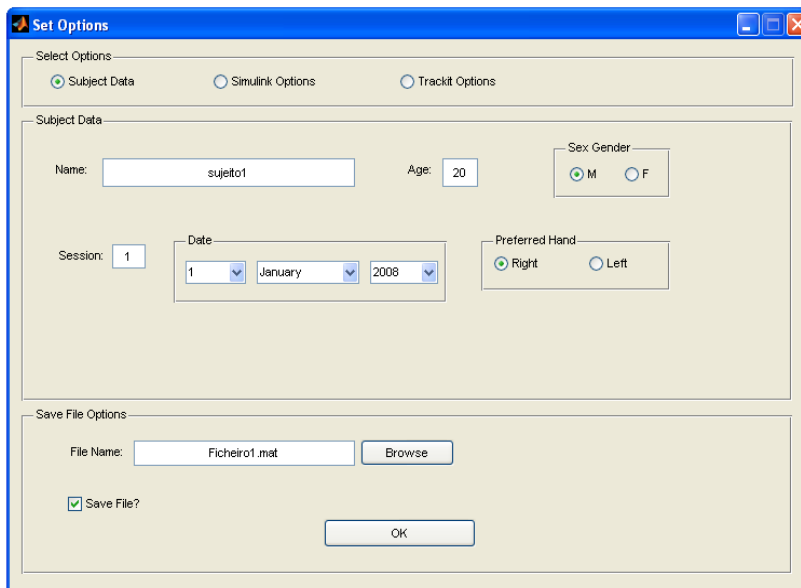


Figura 3-13: Menu de introdução dos dados do sujeito e da sessão.

Configurações do Simulink

Este é o menu (Figura 3-14) onde são inseridas as opções que vão possibilitar ao sistema a configuração automática dos blocos do Simulink® (ex. tamanho do Buffer e da janela da FFT). É também neste menu que se define uma parte do protocolo experimental, ou seja, a duração dos tempos de relaxamento e de estímulo.

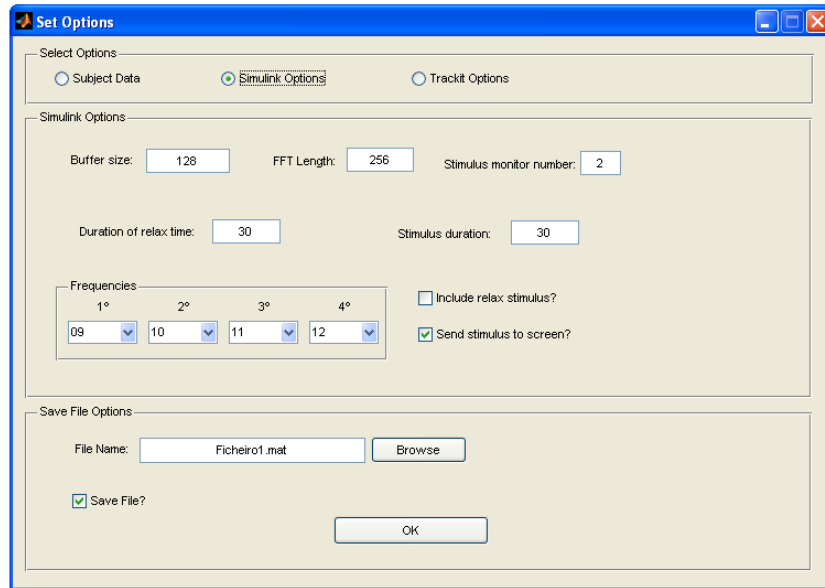
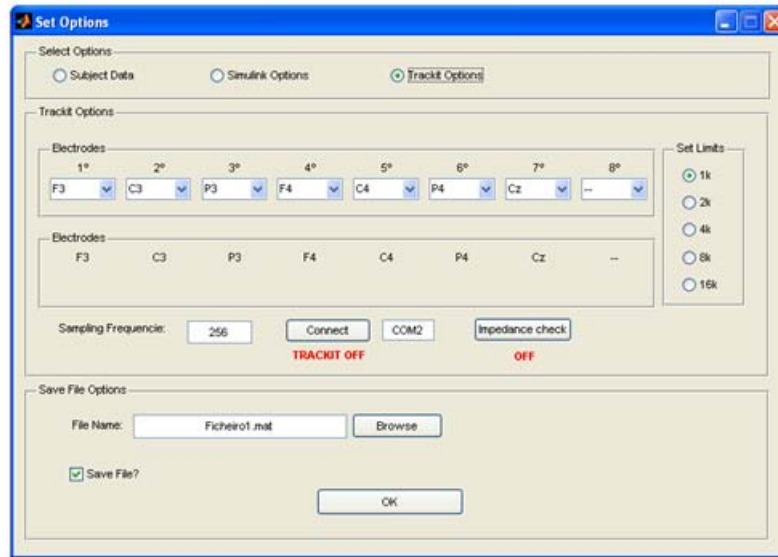


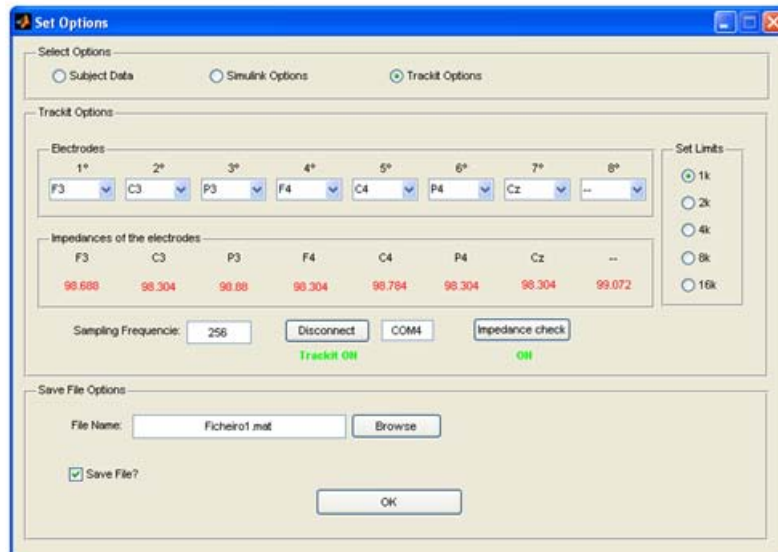
Figura 3-14: Menu de opções do Simulink.

Configurações do Trackit

Uma alta impedância entre o córtex e os eléctrodos pode originar distorção e contribuir para o aumento do ruído no sinal EEG. Por esse motivo aquando da colocação dos eléctrodos e entre cada sessão deve ser medida a impedância dos mesmos de forma a se manter abaixo dos $5k\Omega$ e garantir uma coerência na impedância entre eléctrodos para que difira no máximo $1k\Omega$ [58]. Estas condições são consideradas essenciais para se obter um sinal de qualidade e com baixo ruído. A medição das impedâncias é efectuada através deste menu como se pode verificar na Figura 3-15 B em funcionamento. É também neste menu que se define a forma como os eléctrodos estão dispostos no Trackit e a frequência de amostragem do mesmo.



A



B

Figura 3-15: Menu de opções do Trackit, com o medidor de impedâncias desligado (A) e ligado (B).

Opções de guardar dados

Os sinais de EEG adquiridos, bem como a informação relativa ao sujeito e à aquisição, são guardados num ficheiro *.mat com base numa estrutura semelhante à da Figura 3-16. Os dados armazenados num ficheiro definido pelo utilizador vão permitir a configuração automática do sistema aquando da análise *offline* dos sinais de EEG. Deste modo, o utilizador fica isento de qualquer configuração relativa à forma como a aquisição foi efectuada.

File_Name	'Subject1_imagination.mat'
Subject	<1x1 struct>
Date	<1x1 struct>
Session	'2'
Electrodes	<8x2 char>
EEGsignal	<46081x8 double>
SignalHEsegments	<361x128 double>
SignalHDsegments	<361x128 double>
Frequencies	[9;10;11;12]
DEPFrequencies	<361x8 double>
DEP_HE	<361x256 double>
DEP_HD	<361x256 double>
LabelsEEGsignal	<46081x1 double>
LabelsSegments	<361x1 double>
Trackit	<1x1 struct>
Simulink	<1x1 struct>

A

Name	'Subject1'
Age	27
Sex	'M'
Preferred_hand	'Left'

B

Day	14
Month	'May'
Year	2008

C

Figura 3-16: (A) Estrutura onde são guardados os dados após a aquisição. As estruturas B e C são campos da estrutura principal e representam os dados do sujeito e a data respectivamente.

Os sinais EEG são guardados na estrutura da Figura 3-16 sob a forma de uma matriz com dimensão $m \times n$ onde m é o número de amostras adquiridas e n o número de canais. De forma a se poderem identificar as amostras de EEG durante o processo de análise é também guardado na estrutura um vector de *labels* com dimensão igual ao número de amostras adquiridas. Cada elemento do vector de *labels* identifica as amostras da matriz de EEG com o índice de linha correspondente e podem tomar valores de 1 a 5 consoante o estímulo correspondente (Tabela 1).

Labels para o sinal EEG consoante o estímulo	
1	Seta para a Esquerda
2	Seta para a Direita
3	Relaxamento (monitor preto)
4	Estado de transição entre estímulos (monitor preto)
5	Segundos iniciais (monitor preto)

Tabela 1: *Labels* atribuídos ao sinal EEG de acordo com o estímulo enviado para o monitor.

3.5.2 Geração de estímulos visuais

O vector de *labels* é gerado durante a aquisição pelo bloco do Simulink® **Estímulo** (Figura 3-17) que foi desenvolvido com o objectivo de enviar estímulos para o monitor que está em frente do sujeito e sincronamente criar os *labels* correspondentes aos estímulos apresentados.

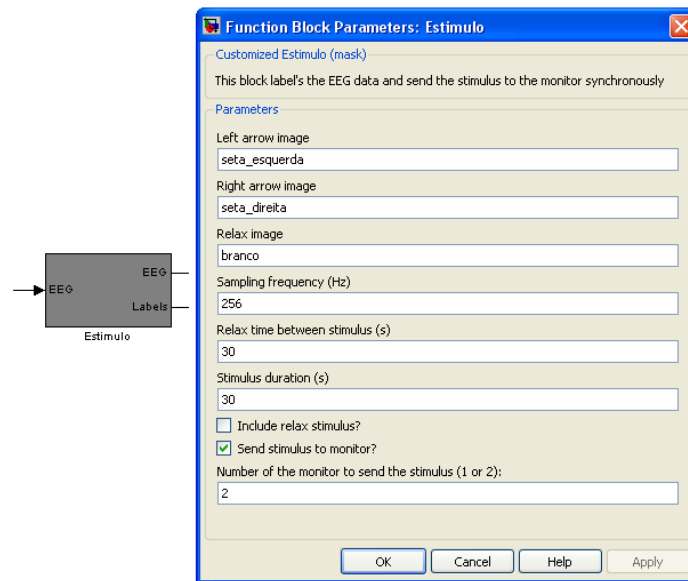


Figura 3-17: Bloco do Simulink® Estímulo, desenvolvido com o intuito de sincronizar a aquisição de dados EEG com *labels* e o envio de estímulos para o monitor.

Os parâmetros do bloco incluem as imagens dos estímulos de relaxamento, imaginação esquerda e direita, e a duração dos mesmos. O funcionamento do bloco consiste em enviar estímulos de imaginação esquerda ou direita aleatoriamente e intercalados por estímulos de relaxamento com duração definida no menu de opções do Simulink® apresentado anteriormente. Inicialmente as imagens enviadas para o monitor e que serviam de estímulos para o sujeito eram as apresentadas na Figura 3-18 A, no entanto após alguns testes e com o parecer do sujeito chegou-se à conclusão que as imagens predominantemente brancas induziam um maior cansaço e obrigavam a um maior numero de piscar de olhos por parte do sujeito. Dado esse facto optou-se por se utilizar as imagens da Figura 3-18 B que provocam menos cansaço, que é o que se pretende visto que a fadiga tem uma grande influência nos ritmos cerebrais [7, 59].

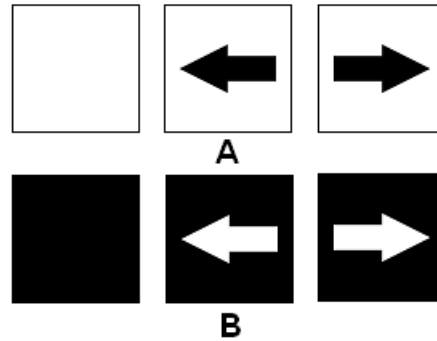


Figura 3-18: Estímulos enviados para o monitor colocado em frente ao sujeito usando formato de ecrã inteiro. Numa primeira abordagem foram utilizadas as setas representadas em (A), mas como provocavam um enorme cansaço no sujeito foram substituídos pelas representadas em (B).

3.5.3 Ferramentas de visualização de dados

Uma vez concluída a configuração do sistema BCI é iniciada a aplicação de visualização de sinais composta por um painel com três funcionalidades distintas: (1) representação da evolução temporal do sinal de EEG nos eléctrodos C3 e C4 e correspondentes histogramas; (2) representação da densidade espectral de potência (DEP) dos canais C3 e C4 na gama de frequências dos 0 aos 30Hz (inclui os ritmos Mu e Beta); e (3) representação da evolução temporal da amplitude da DEP (canais C3 e C4) para quatro frequências previamente seleccionadas. Apesar deste painel estar activo em qualquer dos modos de operação da BCI, revela-se especialmente útil na análise *offline* de dados obtidos em tarefas de imaginação motora.

Visualização de sinais no domínio do tempo

Esta ferramenta gráfica (Figura 3-19) foi desenvolvida com propósito de detectar, com base na observação, a ocorrência de artefactos denunciados (*e.g.*, oculares e musculares) e permitir ignorar ou eliminar os segmentos afectados. O seu funcionamento baseia-se no facto de o sinal EEG apresentar, geralmente, uma distribuição normal centrada na média. No entanto, quando ocorre um artefacto denunciado, o histograma do sinal EEG para o segmento em questão não apresenta a barra correspondente à média do sinal como sendo a maior. Neste painel foram incluídos dois histogramas correspondentes aos sinais EEG dos canais C3 e C4 que permitem observar esse fenómeno com facilidade porque a barra correspondente à média do sinal está identificada com a cor vermelha para ser distinguida

das restantes. A detecção de artefactos pode ser confirmada através da observação da evolução temporal dos sinais de EEG obtidos nos canais C3 e C4.

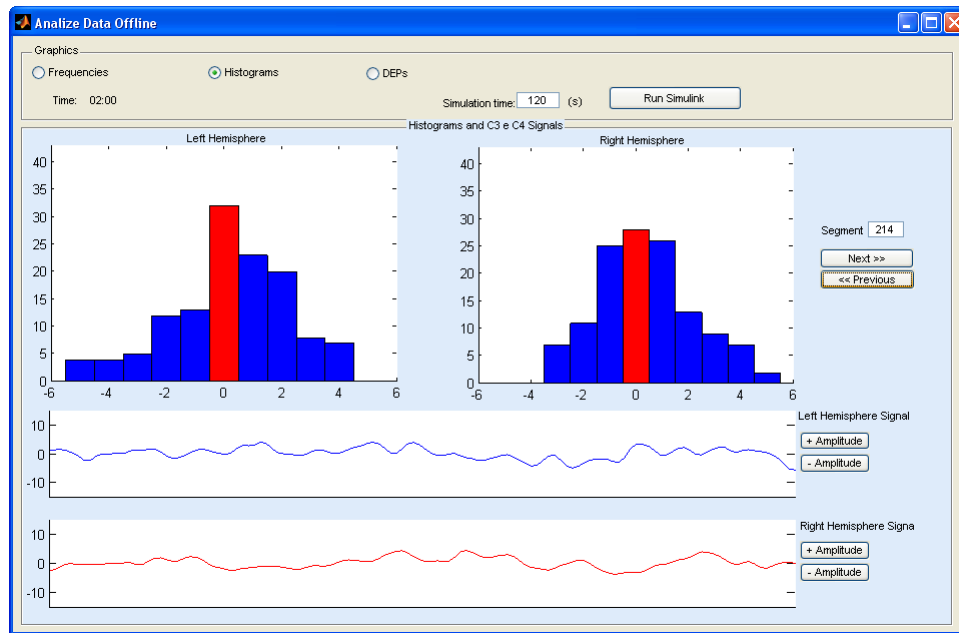


Figura 3-19: Painel de visualização do sinal EEG dos canais C3 e C4 filtrados espacialmente e respectivos histogramas.

Ao mesmo tempo, foi implementado um bloco encarregue de imprimir os sinais de EEG e respectivos histogramas e que é apresentado na Figura 3-20.

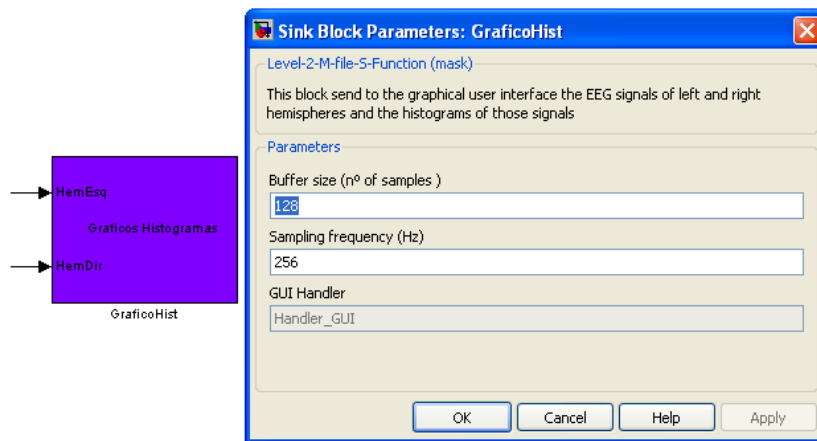


Figura 3-20: Bloco do Simulink® GraficoHist, responsável por imprimir os gráficos de sinal EEG dos canais C3 e C4 e respectivos histogramas.

Visualização das DEP's

A dessincronização dos ritmos Mu é vista como uma diminuição da amplitude da DEP para a gama de frequências dos 8 aos 13Hz quando estamos perante uma imaginação/realização motora relativamente a uma fase de relaxamento. O objectivo do desenvolvimento deste painel (Figura 3-21) foi verificar esse facto e para isso foram colocadas separações entre os 8 e os 13 Hz nos gráficos da DEP de cada canal (C3 e C4). Também se pode ver a imagem enviada para o monitor durante a aquisição do segmento de sinal que está a ser analisado para se saber se o sujeito estava numa fase de relaxamento ou numa fase de imaginação/realização e para que lado.

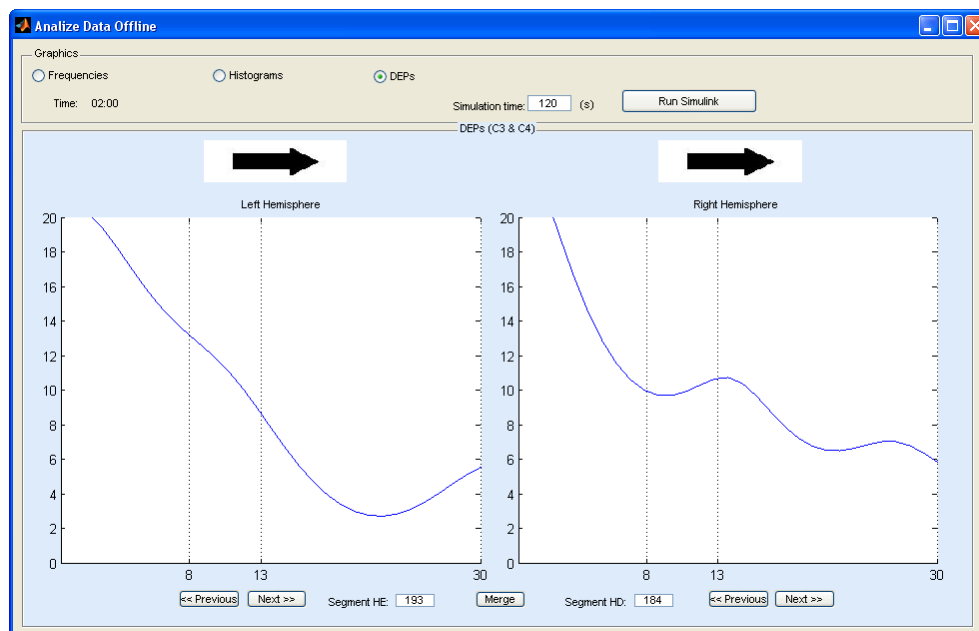


Figura 3-21: Modo de visualização sem os gráficos sobrepostos do painel de visualização das DEPs dos canais C3 e C4 com as bandas de frequências dos ritmos Mu e Beta assinaladas.

Foi incluída neste painel a funcionalidade de sobrepor as DEPs de ambos os canais para se verificar a contra-lateralidade da imaginação/realização motora e para se perceber o que acontece no hemisfério ipsilateral. Na figura seguinte podem-se ver ambos os gráficos sobrepostos.

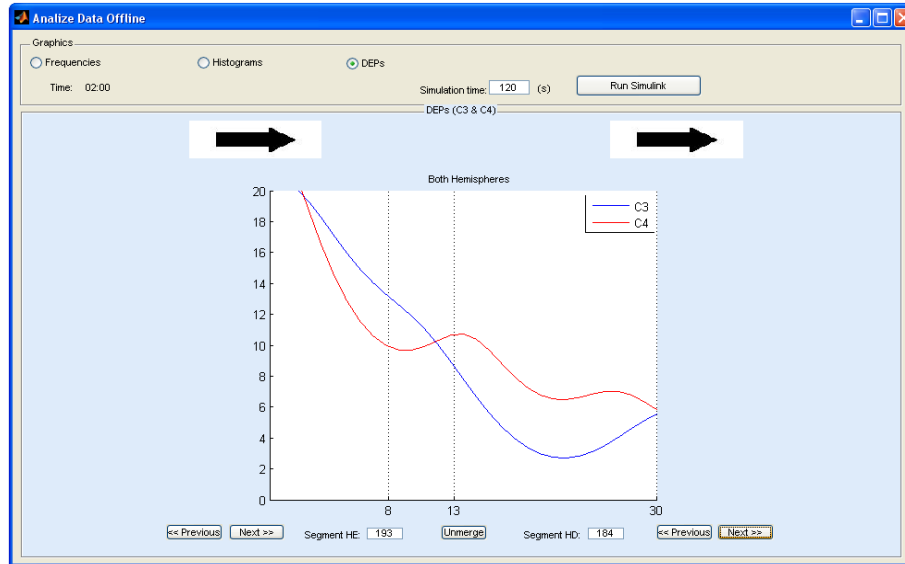


Figura 3-22: Modo de visualização com os gráficos sobrepostos do painel de visualização das DEPs dos canais C3 e C4 com as bandas de frequências dos ritmos Mu e Beta assinaladas.

O bloco implementado com objectivo de imprimir os gráficos e as imagens que estão a ser enviadas para o monitor é o da Figura 3-23. A Figura 3-27 representa o modelo Simulink® associado a esta ferramenta.

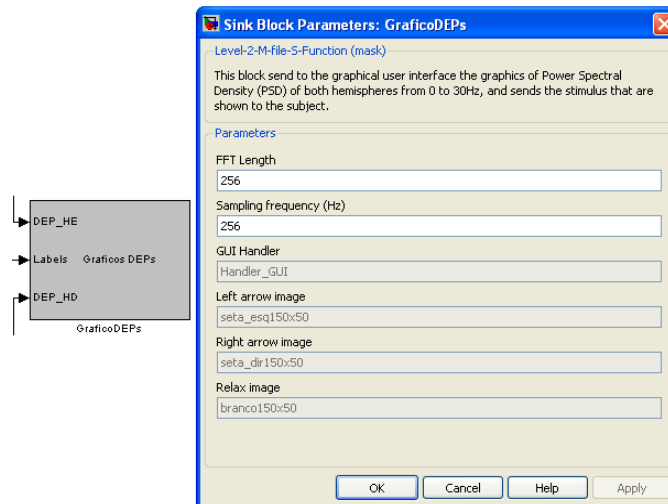


Figura 3-23: Bloco do Simulink® GraficoDEPs, responsável por imprimir os traçados da DEP dos canais C3 e C4.

Foi criado um outro painel (Figura 3-24) com o objectivo de perceber o comportamento, no domínio da frequência, dos ritmos Mu (8-13Hz) e Beta (13-30Hz). Em particular, pretendia-se verificar se na gama de frequências dos referidos ritmos existem algumas mais predominantes do que outras no que toca à ERD/ERS e se essas frequências variam

consoante o sujeito e a fadiga. O painel é composto por quatro gráficos cada um representando uma frequência distinta e com o valor da DEP de ambos os hemisférios do cérebro sobrepostos.

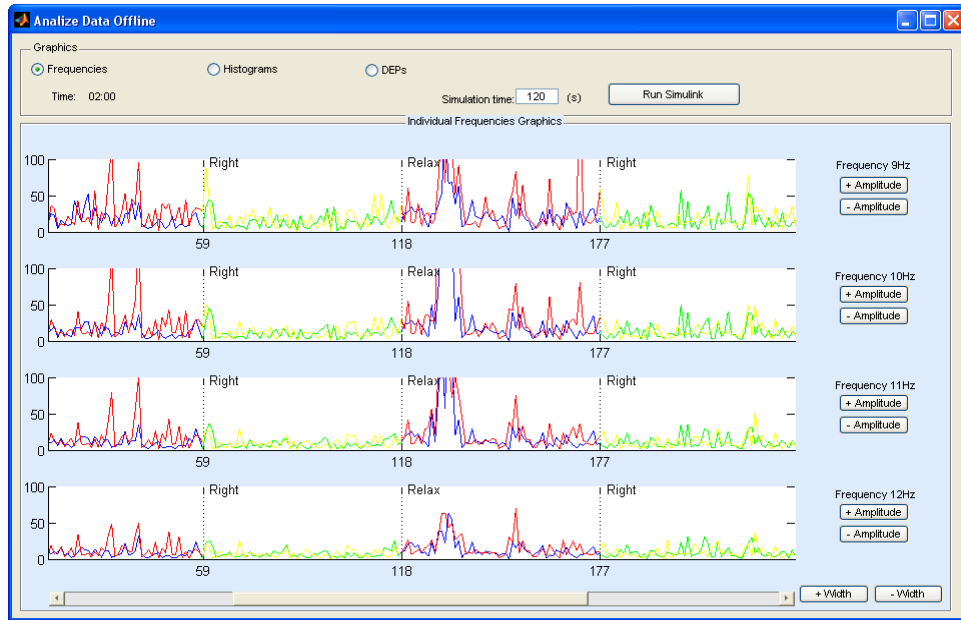


Figura 3-24: Painel de visualização do valor da densidade espectral de potência (DEP) para quatro frequências escolhidas previamente pelo utilizador.

Para facilitar a visualização os gráficos são apresentados com diferentes cores (Tabela 2) consoante o sinal seja do hemisfério esquerdo/direito e o estímulo enviado para o monitor. Para além das cores os gráficos também contêm separações entre os diferentes estados da aquisição com as devidas identificações (Left, Right e Relax).

Cores associadas aos diferentes <i>labels</i>		
<i>Label</i>	Hemisfério Esquerdo	Hemisfério Direito
1	Azul ciano	Magenta
2	Verde	Amarelo
3	Azul	Vermelho
4	Azul	Vermelho
5	Azul	Vermelho

Tabela 2: Cores dos gráficos de visualização da DEP consoante o *label* atribuído às amostras de EEG.

Os gráficos são apresentados em tempo real durante a aquisição. Para o efeito, foram criados dois blocos do Simulink®: o primeiro determina o valor da DEP para as frequências pretendidas (Figura 3-25); o segundo encarrega-se de imprimir os gráficos (Figura 3-26).

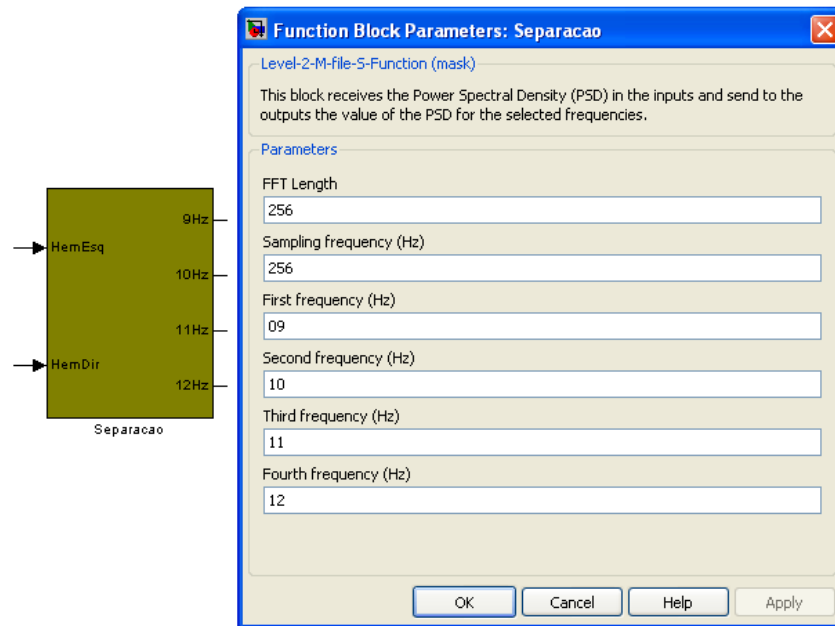


Figura 3-25: Bloco do Simulink® Separação, envia para as suas saídas o valor da DEP para as frequências escolhidas.

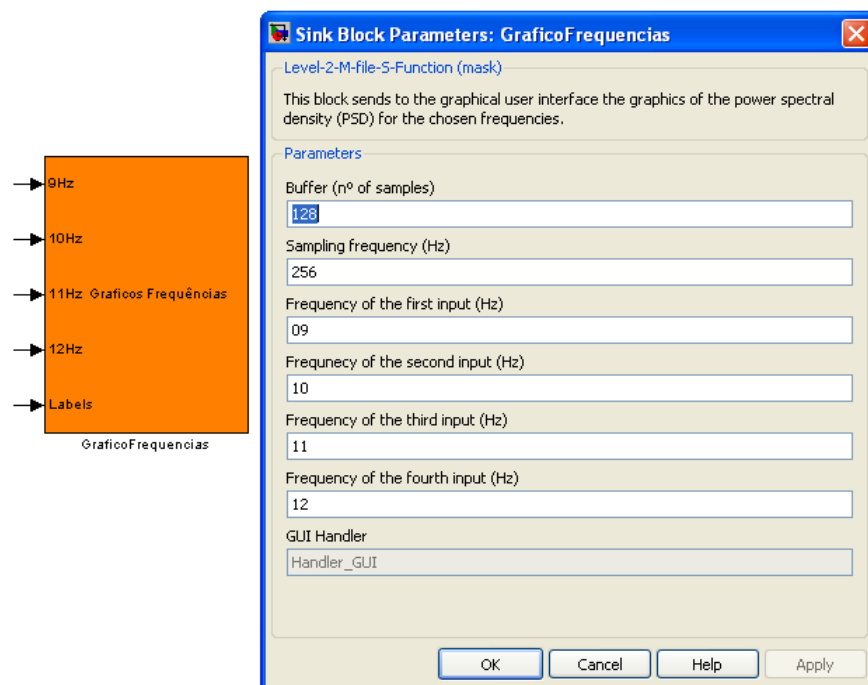


Figura 3-26: Bloco do Simulink® GraficosFrequências responsável pela impressão dos gráficos do valor da DEP para quatro frequências distintas.

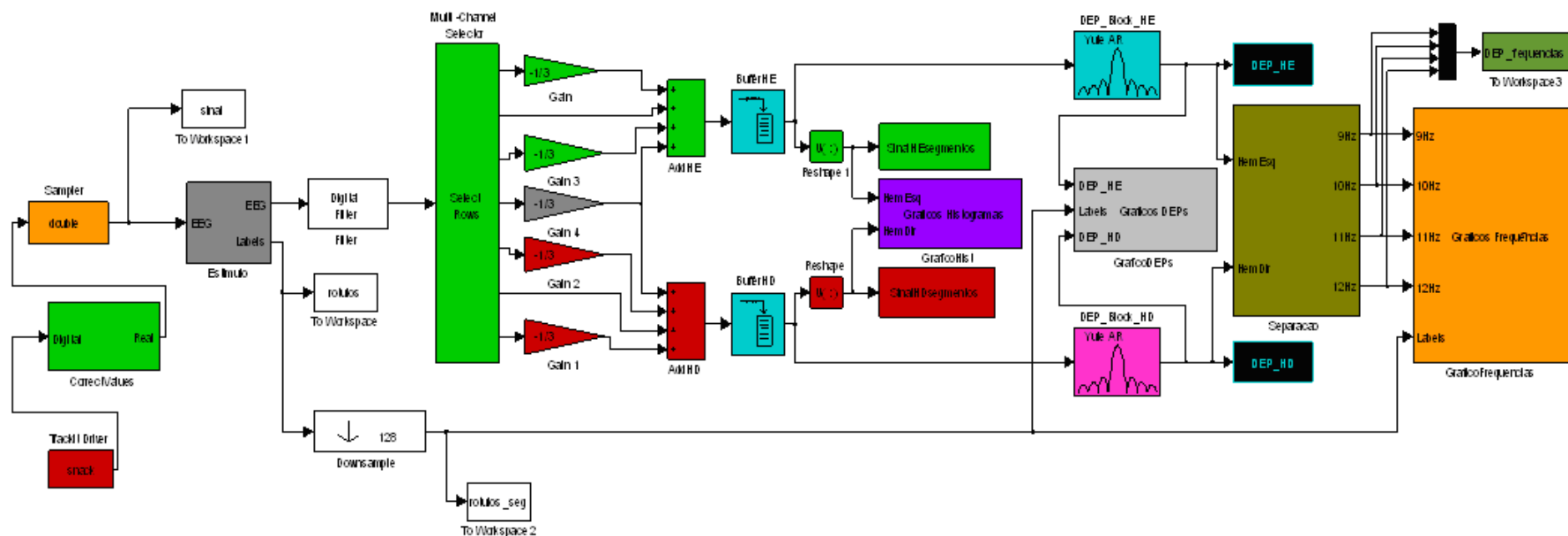


Figura 3-27: Modelo do Simulink® utilizado pela ferramenta modo de operação *online*.

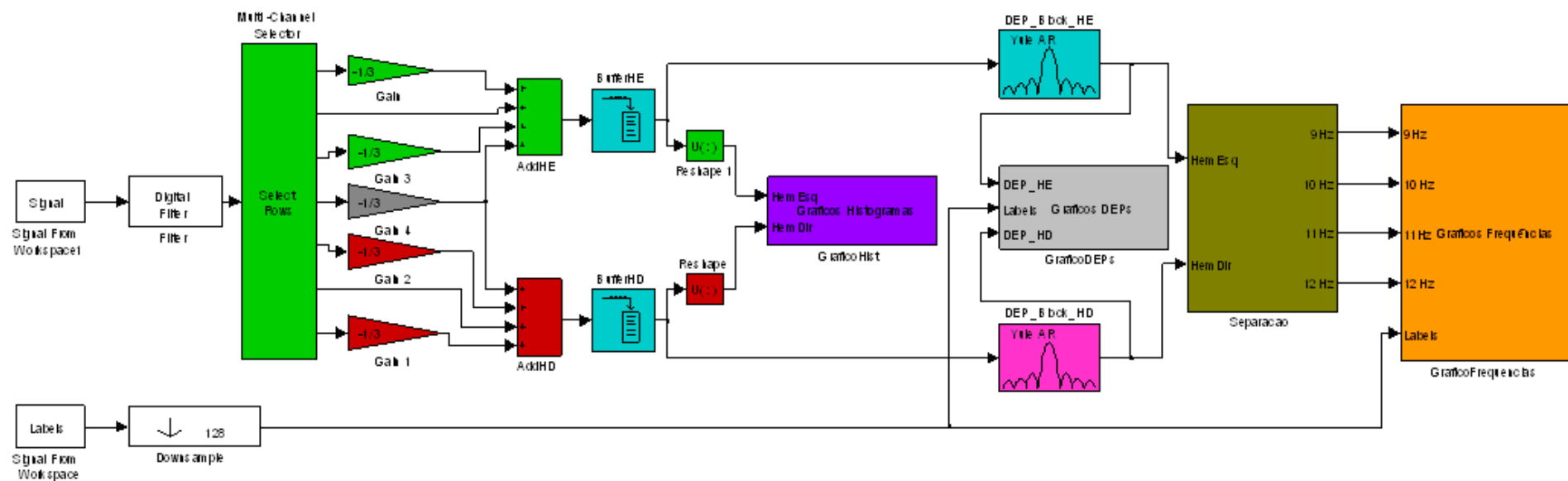


Figura 3-28: Modelo do Simulink® utilizado pela ferramenta análise de dados *offline*.

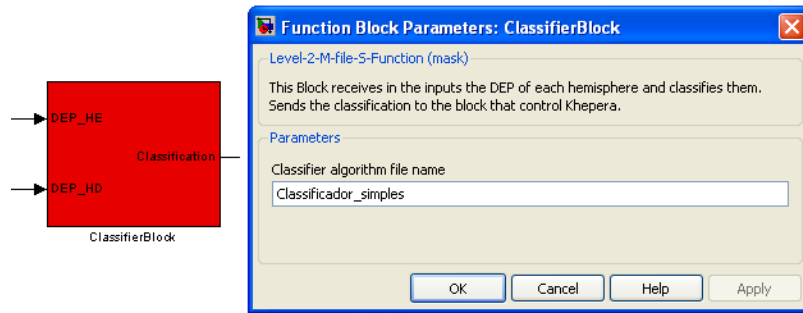


Figura 3-29: Bloco do Simulink® responsável pela classificação dos dados de EEG.

3.5.4 Implementação do bloco de classificação

Os modelos Simulink apresentados na Figura 3-27 e Figura 3-28 utilizam as ferramentas descritas anteriormente. Neste momento, pretende-se descrever o bloco desenvolvido com o intuito de permitir o estudo comparativo de diferentes algoritmos de classificação (Figura 3-29). O objectivo é que os sinais de EEG sejam representados por um vector de características e mapeados por um classificador num conjunto de classes. Este bloco classifica os dados de EEG em quatro classes, sendo o resultado apresentado ao sujeito como sinal de realimentação ou como comando de controlo de um robô Khepera (Figura 3-30) ou outro dispositivo externo.

Os algoritmos devem ser programados num *M-file* sob a forma de uma função em que os parâmetros de entrada são as DEPs dos canais C3 e C4 filtrados espacialmente e a saída pode tomar um dos valores de acordo com a classe: “FRENTE”, “ESQUERDA”, “DIREITA”, ou “PARADO”. Nos menus de opções (Figura 3-31) desta ferramenta o utilizador pode inserir o caminho para o ficheiro.mat que contém o algoritmo e, mais importante, verificar o valor de impedância dos eléctrodos de forma a obter um melhor sinal.

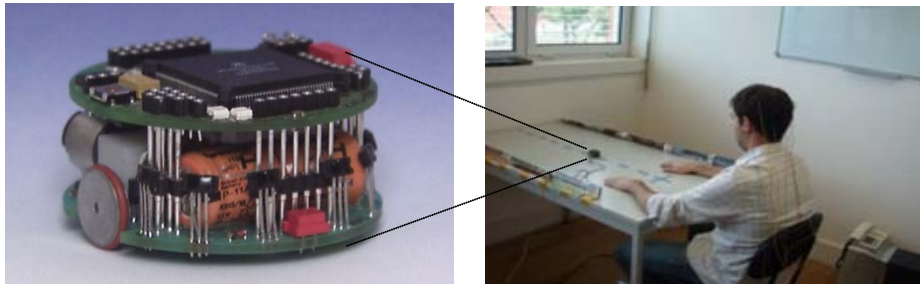


Figura 3-30: O utilizador produz alterações nos padrões cerebrais que são classificadas e codificadas em directivas de movimento do robô Khepera.

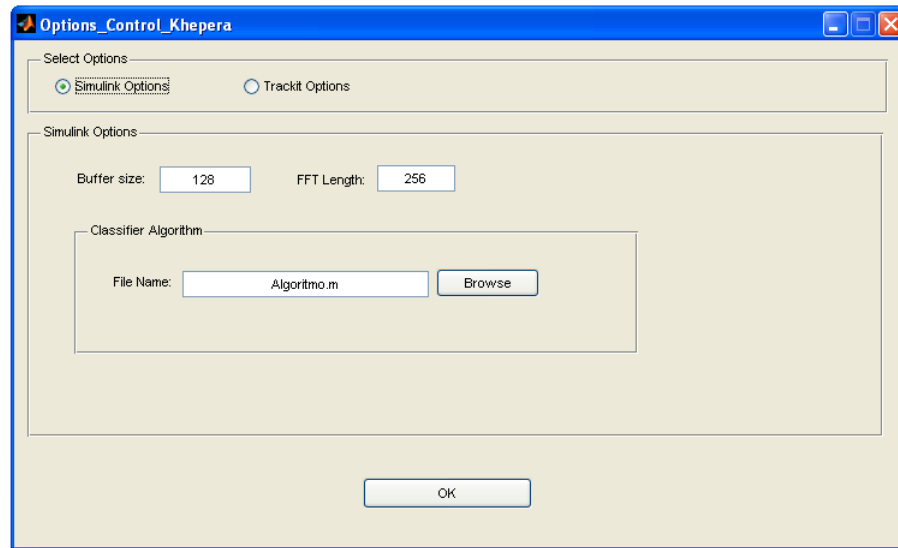


Figura 3-31: Menu de opções do Simulink® que permite seleccionar o algoritmo de classificação.

O modelo do Simulink® utilizado para comandar o robô Khepera está representado na Figura 3-32. O bloco final (sim_khepera) recebe o resultado da classificação e comanda, via porta série, o movimento do robô pelo ajuste da velocidade nas duas rodas.

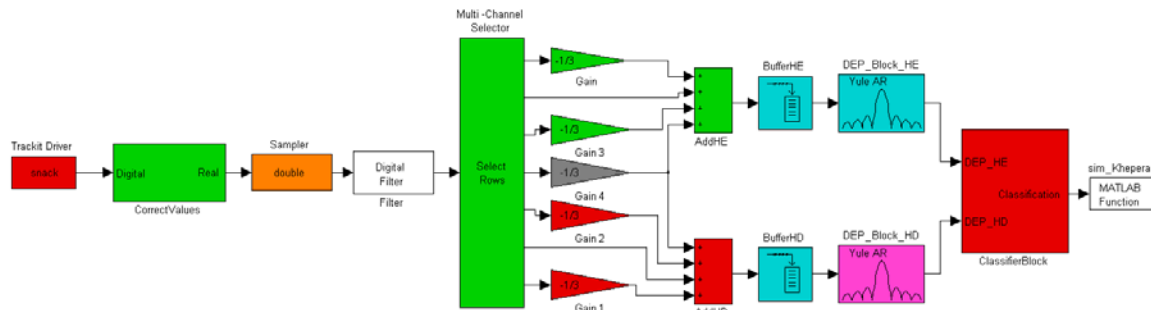


Figura 3-32: Modelo do Simulink® utilizado pela ferramenta de teste de algoritmos de classificação para comandar o robô Khepera.

3.6 Treino do sujeito

O treino é uma parte fundamental das BCI baseadas nos ritmos sensório-motores porque permite ao sujeito adaptar os seus ritmos cerebrais ao algoritmo de classificação usado. Mais concretamente, o utilizador aprender a controlar a amplitude das bandas Mu e Beta no seu EEG em várias localizações do cérebro usando diferentes estratégias mentais e alguma forma de realimentação. Neste trabalho, pretendia-se evitar exigências elevadas em termos de requisitos de aprendizagem e carga cognitivas através do estudo de diferentes estratégias mentais capazes de produzirem alterações repetitivas e fiáveis no EEG.

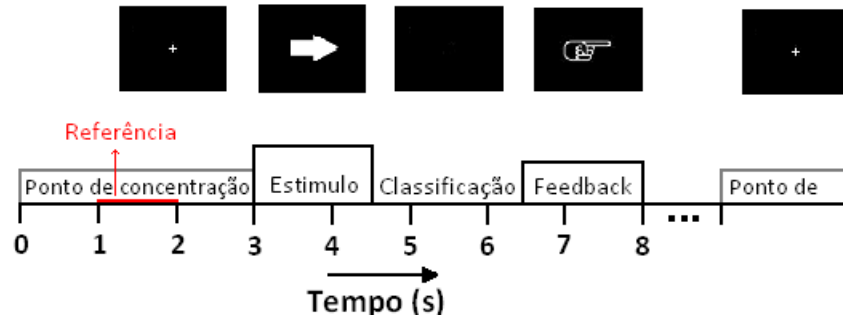


Figura 3-33: Protocolo experimental utilizado pela ferramenta de treino em que os tempos exibidos servem apenas de exemplo.

3.6.1 Protocolo experimental

Neste trabalho foi implementado um sistema de treino adaptado da Graz-BCI [28, 60] que é largamente utilizado pelos grupos que trabalham nesta área utilizando os paradigmas baseados na ERD/ERS dos ritmos Mu e Beta. A Figura 3-33 ilustra o protocolo experimental caracterizado por uma sequência de passos envolvendo períodos ajustáveis de estimulação, classificação e realimentação. Os estímulos externos correspondem a dois cenários: fases de relaxamento e fases de imaginação motora (Figura 3-34).

De acordo com este procedimento, é inicialmente apresentado ao sujeito uma imagem com uma cruz no centro do monitor para que este relaxe. É durante este intervalo de tempo que se procede à aquisição da referência (*baseline*) que permitirá calcular a percentagem de ERD/ERS. Posteriormente, é enviado um estímulo para o monitor durante um curto período de tempo para que o sujeito inicie a imaginação motora da mão correspondente ao estímulo. Após o estímulo externo, segue-se o período de classificação durante o qual o sujeito deve proceder à tarefa de imaginação motora até receber no monitor o resultado da classificação (realimentação). Esta resposta corresponde a uma de três imagens que identificam o resultado da classificação como “imaginação esquerda”, “imaginação direita” ou “sem imaginação” (ver Figura 3-35).



Figura 3-34: Estímulos enviados para o monitor pela ferramenta de treino durante as fases de relaxamento (A e B) e de imaginação motora (C e D).

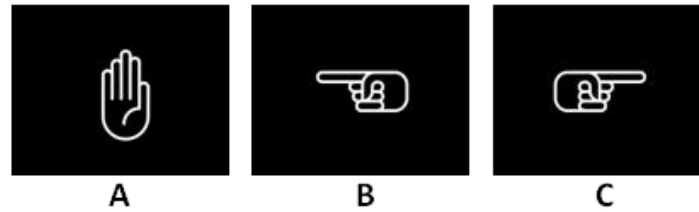


Figura 3-35: Estímulos enviados pela ferramenta de treino para o monitor (realimentação).

Este processo é realizado repetidamente, mas com intervalos de tempo aleatórios entre ensaios para evitar situações de habituação.

3.6.2 Ferramentas de configuração

Ao seleccionar a ferramenta de treino no menu inicial o utilizador é confrontado com as mesmas opções de configuração descritas na secção 3.5.1. A única excepção é o menu de configuração do Simulink® que, neste caso, solicita ao utilizador a introdução da gama de frequências pretendida para os ritmos Alfa e Beta que, teoricamente, se encontram entre 8-13 Hz e 13-30 Hz, respectivamente (Figura 3-36). Esta opção permitirá estudar os benefícios de adoptar pequenas variações nestas bandas de frequência, seleccionando aquelas que melhor se adaptam a cada indivíduo.

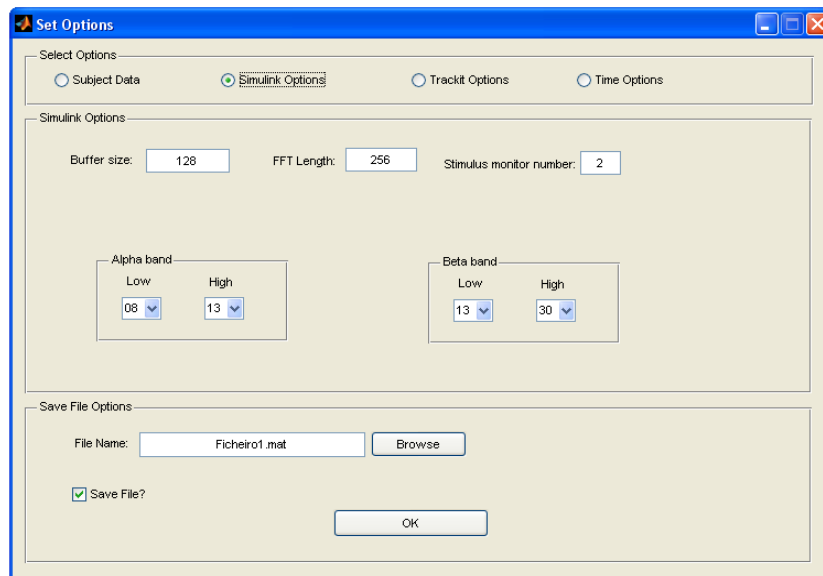


Figura 3-36: Menu de opções do Simulink da ferramenta de treino.

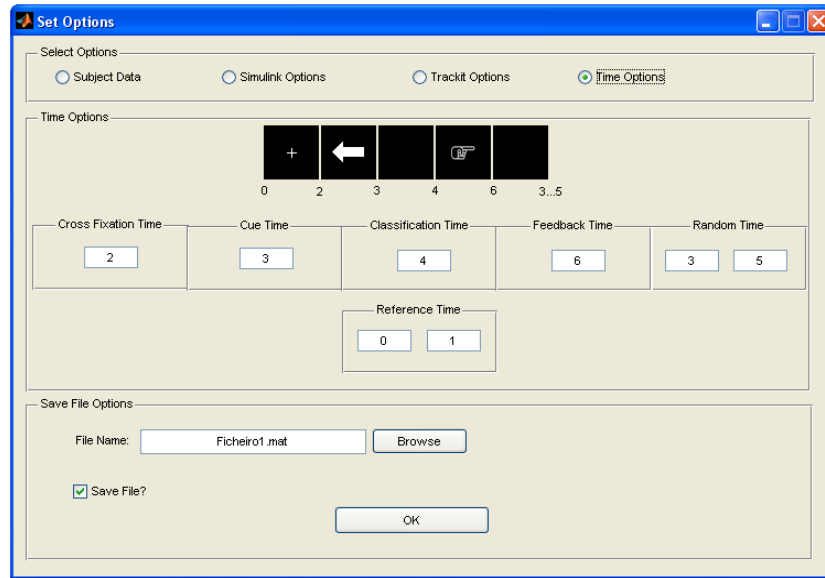


Figura 3-37: Menu de opções de tempo da ferramenta de treino que permite definir o protocolo experimental desejado para o treino do sujeito.

Pretendia-se que esta ferramenta de treino permitisse definir de forma fácil e intuitiva o protocolo experimental descrito. Para cumprir com esse objectivo, foi adicionado ao menu de configurações um conjunto de opções relacionadas com os tempos (Figura 3-37). Assim, o utilizador pode definir a duração dos períodos de concentração, estímulo, classificação, realimentação, referência e o valor mínimo e máximo entre ensaios consecutivos.

Em relação à ferramenta de treino, foram desenvolvidos dois novos blocos (Figura 3-38) que permitem: (1) enviar as imagens para o monitor e criar o vector de *labels* para o sinal EEG; e (2) proceder à classificação da imaginação motora realizada pelo sujeito. O vector de *labels* pode tomar valores entre 1 e 9 consoante a fase do ensaio ou à imagem enviada para o monitor (a Tabela 3 apresenta o significado associado a cada *label*).

Labels associados à fase do ensaio ou ao tipo de imagem enviada para o monitor			
1	Seta esquerda	6	Realimentação direita
2	Seta direita	7	Sem classificação
3	Cruz de concentração	8	Tempo aleatório de espera entre ensaios
4	Tempo de classificação	9	Tempo inicial
5	Realimentação esquerda		

Tabela 3: Labels associados à fase do protocolo e ao tipo de estímulo enviado para o monitor.

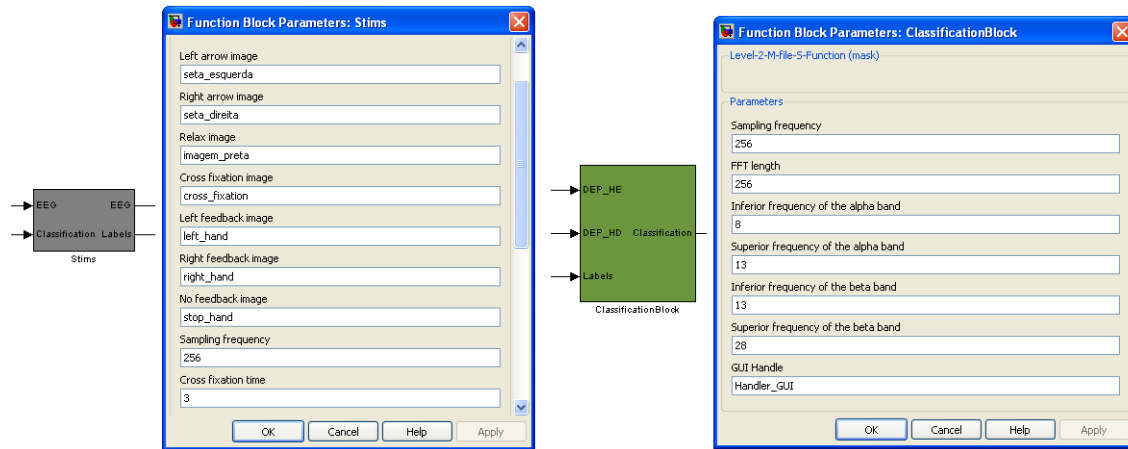


Figura 3-38: Bloco Stims responsável pela aquisição sincronizada (EEG e *labels*) e envio de estímulos para o monitor (esquerda) e bloco ClassificationBlock responsável pela classificação (direita).

3.6.3 Ferramentas de visualização de dados

A aplicação de visualização de sinais incorpora três painéis. Os dois primeiros são usados para visualizar a evolução temporal dos sinais de EEG e as DEPs dos canais C3 e C4, sendo iguais aos descritos na secção 3.5.3. O terceiro painel permite visualizar a percentagem de ERD/ERS dos ritmos Mu e Beta em cada ensaio (Figura 3-39). O painel é composto por dois gráficos relativos à banda de frequências dos ritmos Alfa e Beta. O objectivo é mostrar a dessincronização (ERD) dos ritmos Mu na presença de imaginação motora e uma sincronização (ERS) nos ritmos Beta passados alguns instantes (tal como descrito em [60]).

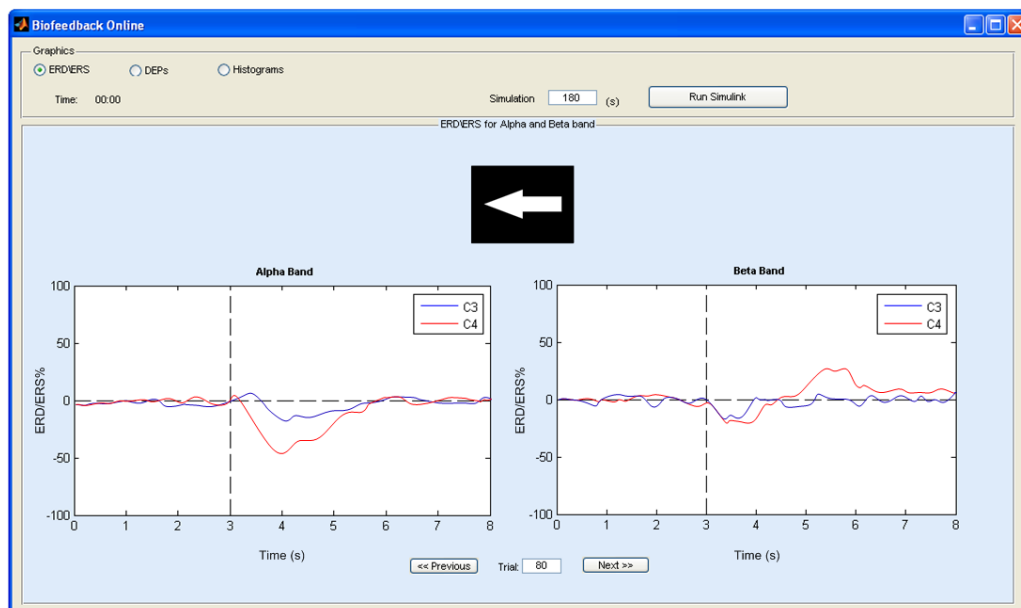


Figura 3-39: Visualização dos traçados da percentagem de ERD/ERS nas bandas Alfa e Beta.

3.6.4 Algoritmo de classificação

O processo de classificação é feito de forma simples de acordo com o diagrama da Figura 3-40. O algoritmo verifica se o valor médio da ERD na banda do hemisfério esquerdo é inferior à do direito, podendo ocorrer duas situações. No caso deste valor ser inferior, determina-se qual o hemisfério que apresenta uma média da ERS na banda Beta superior e classifica como imaginação motora direita no caso em que a média é superior no hemisfério esquerdo. No caso em que a média é superior no hemisfério direito é atribuída a classificação sem imaginação motora. Na situação inversa, as classificações atribuídas são ausência de imaginação motora e imaginação motora esquerda, respectivamente.

A ERD/ERS é calculada usando as áreas definidas pelo gráfico da DEP e pelos limites seleccionados anteriormente no menu de opções do Simulink® para as bandas Alfa e Beta através da equação:

$$ERD\% = ERS\% = \frac{A_j - R}{R} \cdot 100\%$$

onde A_j é a área do segmento actual e R é a média das áreas da referência. As áreas são determinadas usando a defenição das somas de Riemman, ou seja:

$$\text{Área} = \sum_{i=0}^{n-1} f(X_i) \cdot (x_{i+1} - x_i) = \sum_{i=0}^{n-1} f(X_i) \Delta_i$$

onde $X_i = \left(\frac{x_{i+1} - x_i}{2}\right) + x_i$ e n é igual ao numero de rectângulos que compõem a área, como se pode ver na Figura 3-41.

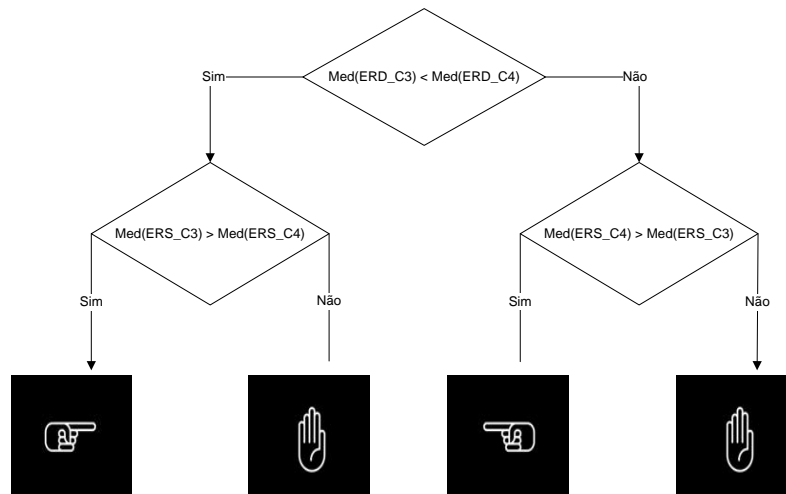


Figura 3-40: Diagrama do algoritmo de classificação.

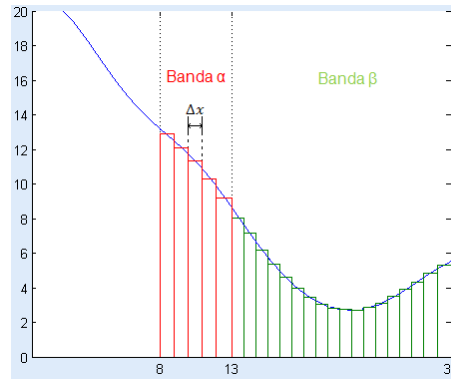


Figura 3-41: Áreas delimitadas pelo traçado da DEP e pelas frequências das bandas Alfa e Beta. Na figura também é possível verificar os rectângulos utilizados pelo método das somas de Riemman.

O modelo completo do Simulink® associado a esta ferramenta está ilustrado na Figura 3-42. Os dados de treino podem ser usados em análise *off-line* para avaliar a evolução do sujeito durante a fase de treino.

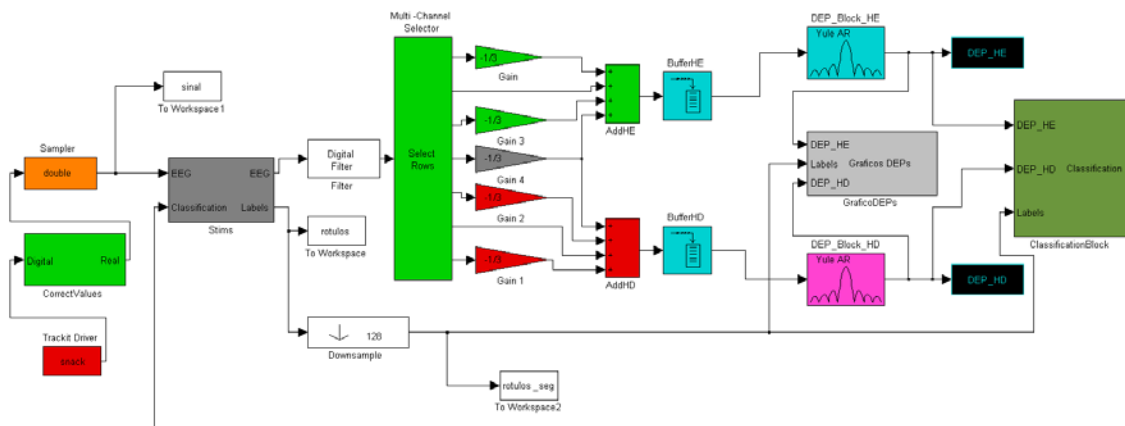


Figura 3-42: Modelo do Simulink® utilizado pela ferramenta de treino.

3.7 Discussão de resultados

Neste capítulo descreveram-se os esforços realizados no sentido do desenvolvimento de uma plataforma BCI não-invasiva, baseada em sinais de EEG, usando como protocolo de controlo tarefas de imaginação motora. Mais concretamente, foram desenvolvidas um conjunto de funcionalidades para o sistema que permitem:

- A comunicação com o *hardware* de aquisição e leitura de vários formatos de dados;
- Detecção dos artefactos mais denunciados (artefactos oculares e musculares faciais) para proceder à rejeição do segmento em causa;

- Adquirir sinais EEG com *labels* e associar informação relevante sobre a aquisição de forma a criar bases de dados para análise futura;
- Definir de forma simples e rápida o protocolo da aquisição de forma a evitar demoras penosas para o sujeito (o que não é muito aconselhável, visto que, os ritmos cerebrais variam consoante a fadiga da pessoa [7, 59]);
- No modo *offline*, analisar os dados recolhidos de forma a avaliar o comportamento dos ritmos cerebrais (especialmente os ritmos Mu e Beta), a evolução do sujeito após treino (*Biofeedback*), ou ainda as tarefas mentais mais adequadas a um sujeito particular;
- No modo *online*, seleccionar o modo de operação entre operação síncrona (*cue-based*) ou assíncrona (*self-paced*);
- Testar diferentes classificadores em que os resultados podem ser visualizados no monitor (*e.g.*, fase de treino) ou enviada como comandos para um sistema físico externo como, por exemplo, um robô Khepera.

No Capítulo 4 descrevem-se as experiências realizadas com o intuito de estudar o comportamento dos ritmos Mu e Beta e testar as infra-estruturas software criadas com o propósito de clarificar o desempenho do sistema face às ideias e requisitos iniciais.

Capítulo 4

Estudo dos Ritmos Sensório-Motores

4.1 Introdução

Este capítulo é dedicado ao estudo do comportamento dos ritmos Mu e Beta para diversas tarefas envolvendo a imaginação e a realização motora. No âmbito deste trabalho, os dados de EEG foram adquiridos com um sujeito do sexo feminino com 27 anos de idade e canhoto (Figura 4-1). Os dados foram adquiridos com um equipamento da NeuroScan (Charlotte NC, USA) para uma frequência de amostragem de 250Hz. Mais concretamente, foi utilizado o sistema de aquisição SynAmps 2 com o software Scan 4.3 e uma touca QuickCap de 64 canais. Para apresentar os estímulos ao sujeito foi utilizado o software Stims 2 também da NeuroScan. Para além do estudo referido acima, estes dados serviram como dados de teste durante o desenvolvimento da própria plataforma.



Figura 4-1: Sujeito a realizar tarefas de imaginação/realização motora usando o equipamento da NeuroScan com 64 canais.

4.2 Protocolo experimental

As diferentes experiências realizadas permitiram o estudo do comportamento dos ritmos Mu e Beta em diferentes cenários. Os problemas que mereceram especial atenção foram os relacionados com as seguintes questões: (1) que tipo de tarefas de imaginação motora produzem os melhores resultados; (2) qual a diferença entre tarefas de imaginação e execução motora; e (3) qual o efeito da observação de movimentos sobre os padrões cerebrais. De seguida descrevem-se em pormenor os procedimentos experimentais utilizados durante as sessões de aquisição de dados.

Comparação entre diferentes imaginações motoras

O procedimento utilizado consistiu em aquisições de 1 minuto nas quais nos 30 segundos iniciais o sujeito se devia manter relaxado. Posteriormente, era apresentado um estímulo ao sujeito sob a forma de uma seta para que este executasse a tarefa mental pedida com a mão correspondente à direcção da seta. As tarefas mentais pedidas ao sujeito foram as seguintes:

- Tocar piano
- Abrir e fechar mão
- *Tapping* com dedo indicador
- Movimentos aleatórios

Imaginações motoras intercaladas com relaxamento

O procedimento experimental compreende três sessões de 5 minutos em que, a cada 30 segundos, o sujeito é instruído de forma intercalada a relaxar ou a executar imaginação motora da mão correspondente à direcção da seta apresentada no monitor de forma aleatória.

Comparação entre a realização e a imaginação motora

Neste estudo foram feitas aquisições com a duração de 1 minuto. Nos primeiros 30 segundos, é apresentado um monitor preto ao sujeito indicando que deve relaxar e manter a concentração. Nos últimos 30 segundos, é apresentado ao sujeito um estímulo sob a forma de uma seta para que este efectua a realização/imaginação motora usando a mão correspondente à direcção da seta.

Observação de realização motora

O procedimento usado neste ponto é igual ao da imaginação motora intercalada com relaxamento, mas ao invés do sujeito ser instruído a relaxar ou a executar imaginação motora deve observar o movimento das mãos de uma outra pessoa sentada à sua frente. Neste caso, a indicação de relaxamento ou realização motora são apresentados à pessoa sentada em frente ao sujeito.

4.3 Comparação entre imaginações motoras

De acordo com Stancák [61] a proporção de dessincronização dos ritmos Mu é dependente do tipo de movimento e da mão predominante do sujeito. Assim, obtém-se uma maior dessincronização em movimentos com a mão contra-lateral ao hemisfério dominante. Nestas experiências, o sujeito utilizado era canhoto o que fazia prever uma maior dessincronização no hemisfério direito. Nos gráficos da banda Alfa para a imaginação motora da mão direita (Figura 4-2 A e C) pode observar-se que, relativamente ao hemisfério esquerdo, praticamente não existe dessincronização (apesar deste ser o hemisfério contra-lateral ao movimento). Nos traçados do hemisfério direito é perceptível a dessincronização, sendo que esta demora aproximadamente 5 segundos para atingir o seu ponto mais alto.

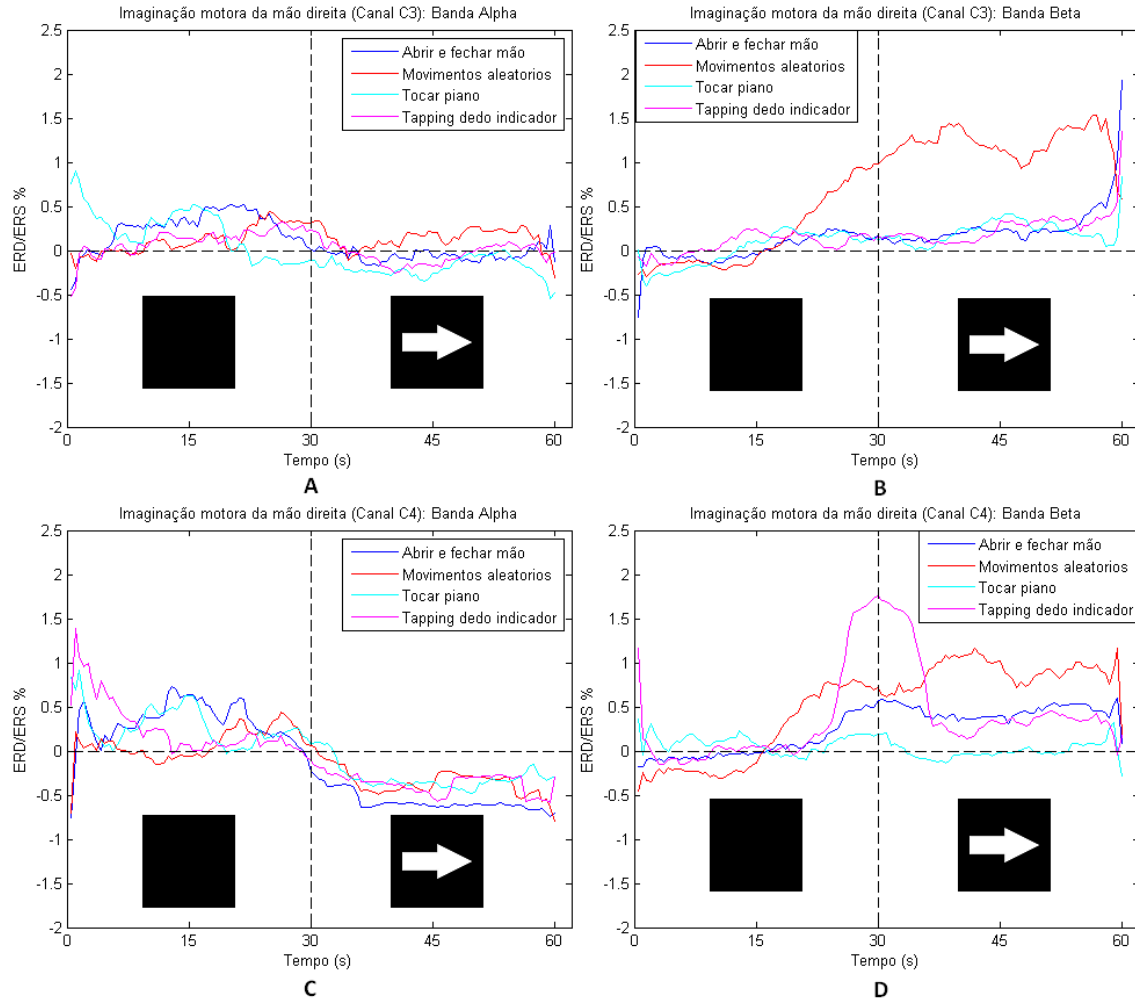


Figura 4-2: Gráficos da percentagem de ERD/ERS das bandas Alfa e Beta para várias imaginações motora da mão direita.

É notório que a imaginação que induz a maior dessincronização é a de abrir e fechar a mão. Os traçados da banda Beta são praticamente constantes no hemisfério esquerdo com a exceção da imaginação de movimentos aleatório que produz uma sincronização bastante elevada. Três dos traçados relativos ao hemisfério direito apresentam uma sincronização durante o intervalo de imaginação, sendo esta superior nos movimentos aleatórios. Relativamente aos traçados da mão esquerda (Figura 4-3), a dessincronização dos ritmos Mu não é evidente, mas é bastante perceptível uma sincronização para todas as imaginações nos gráficos da banda Beta (Figura 4-3 B e D), sendo esta superior na imaginação de abrir e fechar a mão.

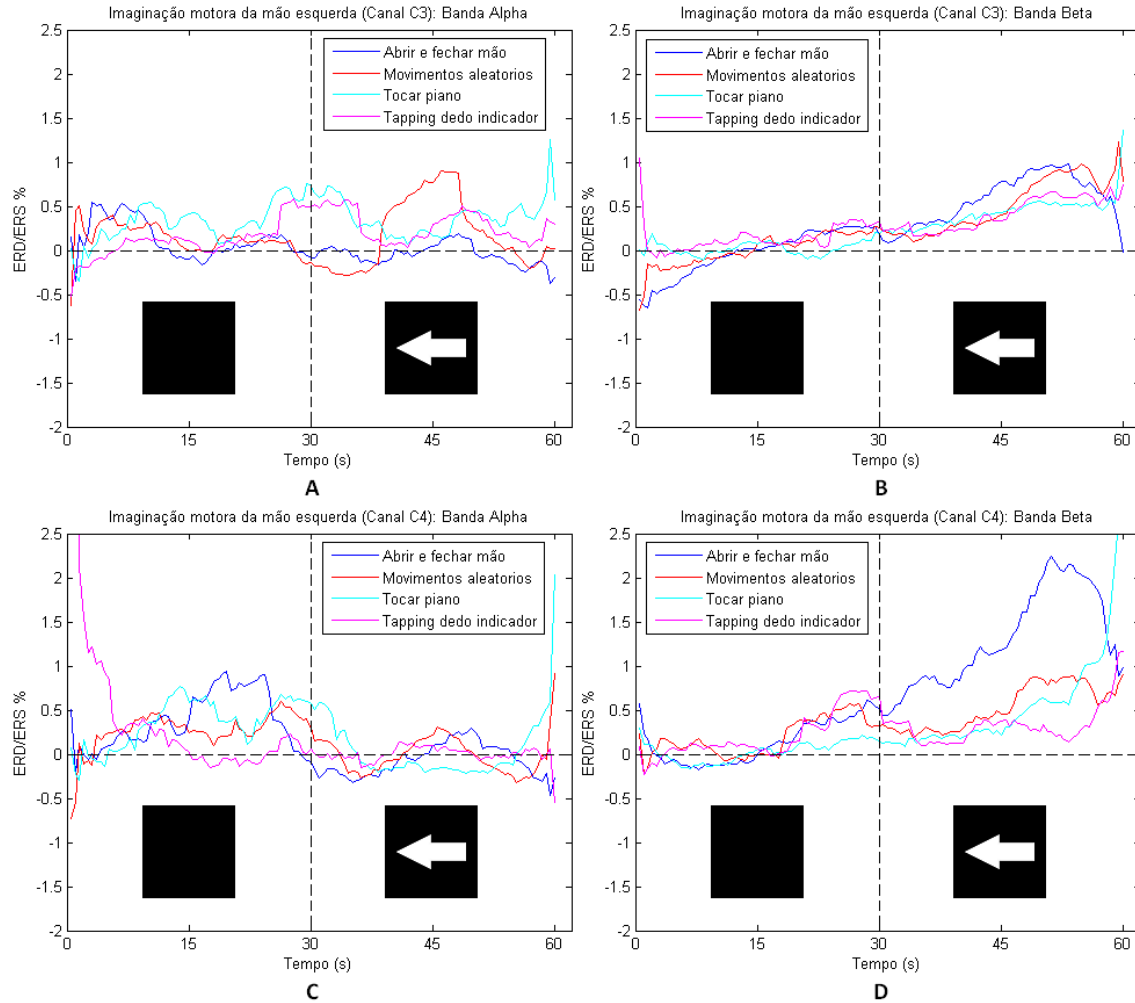


Figura 4-3: Gráficos da percentagem de ERD/ERS das bandas Alfa e Beta para várias imaginações motora da mão esquerda.

4.4 Imaginações motoras intercaladas com relaxamento

A imaginação motora das mãos induz uma dessincronização dos ritmos Mu no hemisfério contra-lateral à mão imaginada e uma sincronização dos ritmos Beta nos dois hemisférios, mas superior no contra-lateral [24, 26, 33, 36]. De forma a confirmar estes factos foram feitas três sessões de 5 minutos de imaginações motoras das mãos, intercaladas com relaxamento. Analisando os gráficos obtidos salta à vista a dessincronização dos ritmos Mu na maioria dos intervalos de imaginação motora e uma posterior sincronização nos tempos de relaxamento. Quanto aos gráficos da banda Beta não é notório qualquer tipo de padrão que evidencie a sincronização pós imaginação.

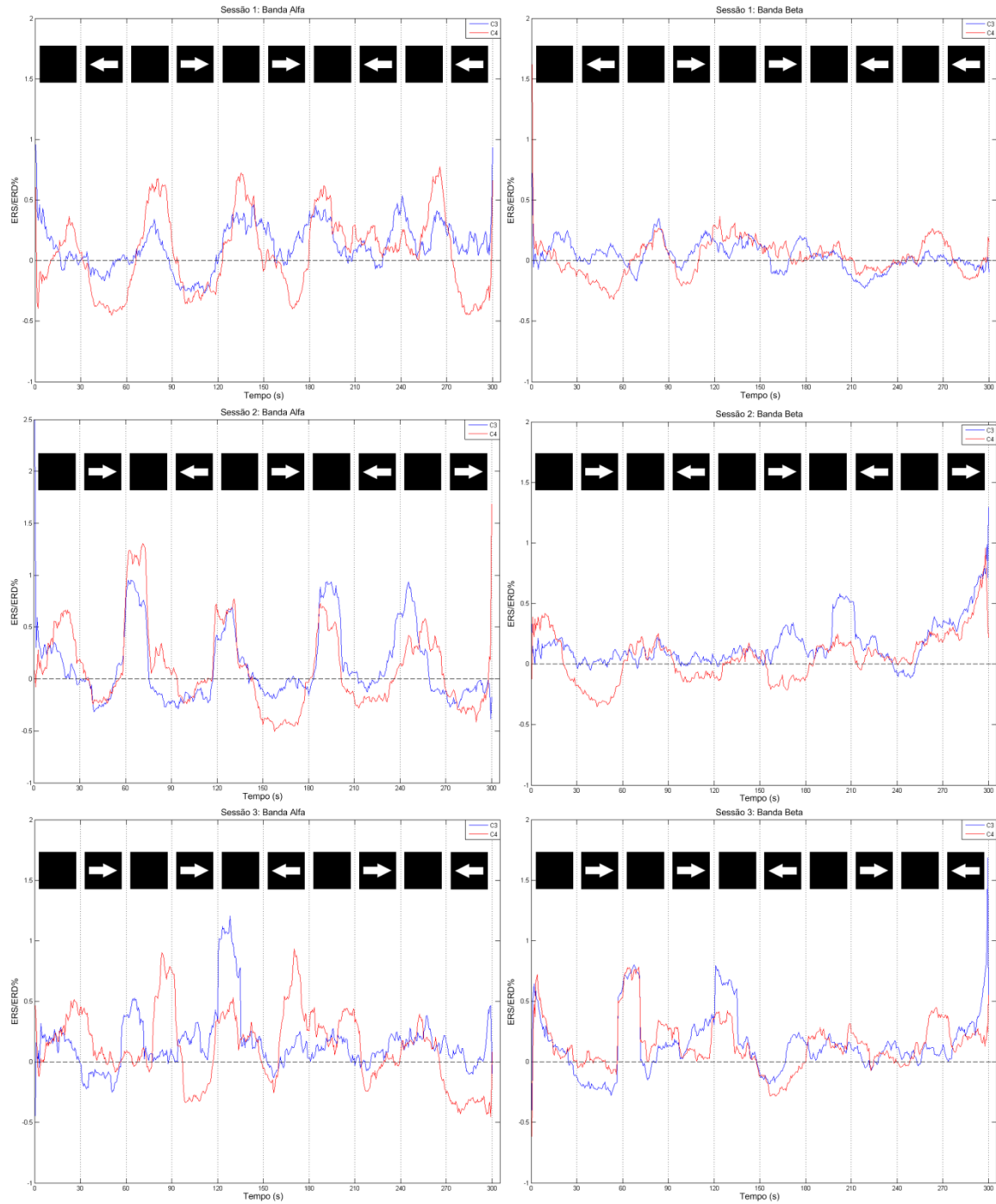


Figura 4-4: Gráficos da percentagem de ERD/ERS para a banda Alfa (lado esquerdo) e Beta (lado direito) dos canais C3 e C4 das três sessões de imaginações motoras intercaladas com relaxamento.

4.5 Comparação entre imaginação e realização motora

O objectivo da aquisição destes dados era verificar se a imaginação motora influencia os ritmos Mu e Beta da mesma forma que a realização motora. Mais concretamente, verificar que o movimento provoca uma dessincronização contra-lateral prematura (preparação do movimento) dos ritmos Mu e uma dessincronização bilateral aquando da execução do movimento [24, 62], enquanto que a imaginação motora induz uma dessincronização dos ritmos Mu maior no hemisfério contra-lateral durante todo o processo [26]. Para se poder proceder a essa comparação, foram sobrepostos os gráficos da percentagem de ERD/ERS da realização e da imaginação motora de ambos os hemisférios (canais C3 e C4). Analisando os gráficos obtidos para a banda de frequências Alfa (Figura 4-5 A e C), verifica-se que no que toca à imaginação/realização motora com a mão direita (gráfico A) o sujeito apresenta traçados da ERD/ERS bastante semelhantes para ambos os hemisférios, onde ocorre uma sincronização antes da imaginação ou execução motora e, aproximadamente 5 segundos depois do início da imaginação/realização motora, uma dessincronização. Este traçado apenas difere no caso da imaginação para o hemisfério esquerdo no qual a dessincronização é encetada no início da imaginação. Nos traçados da mão esquerda (gráfico C), apenas existe dessincronização no hemisfério contra-lateral aproximadamente 5 segundos após o início da imaginação/realização motora. Os gráficos obtidos na banda Beta (Figura 4-5 B e D) são semelhantes e apresentam dessincronizações 5 segundos após o início das tarefas motoras.

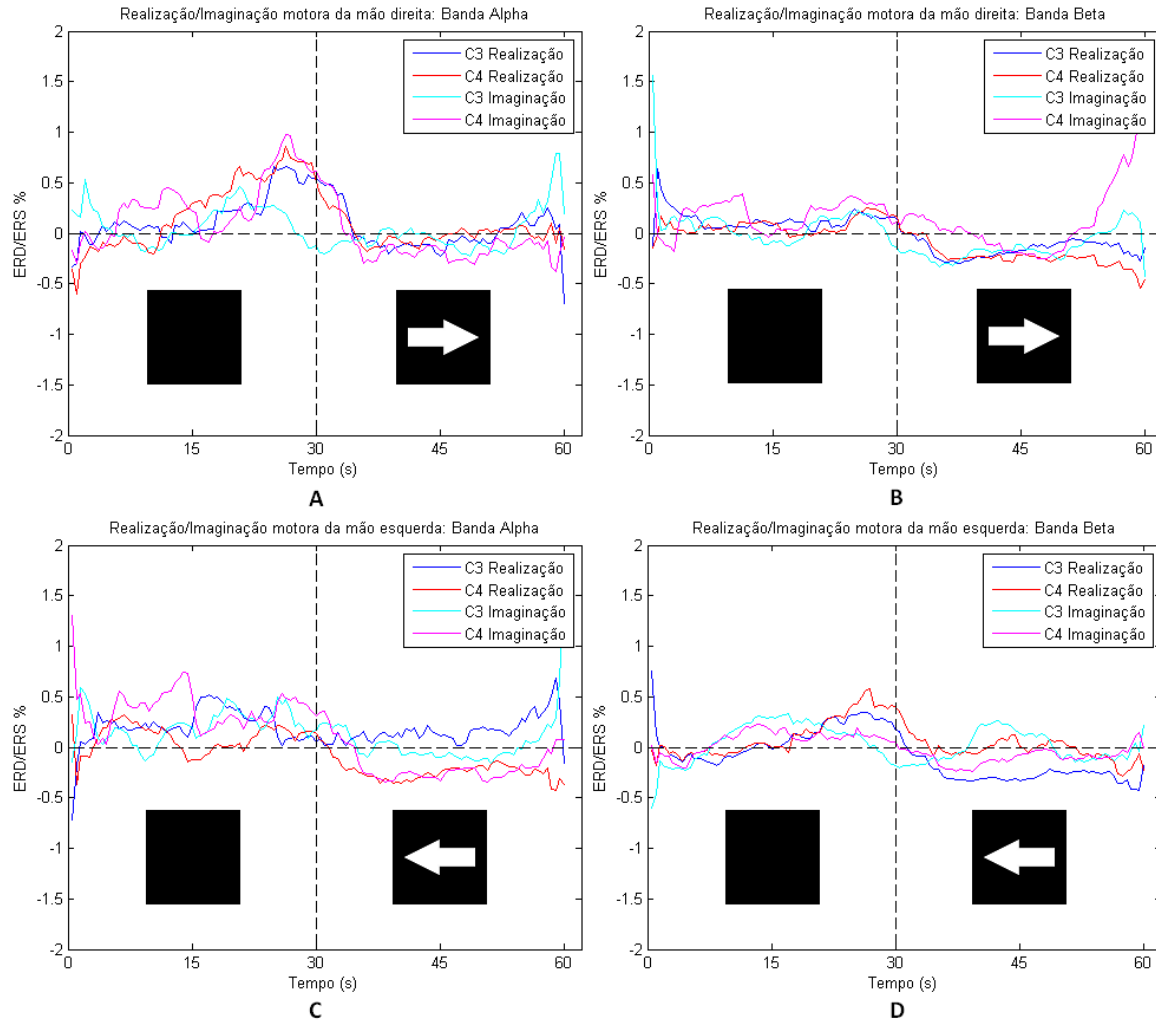


Figura 4-5: Gráficos da percentagem de ERD/ERS das bandas Alfa e Beta da realização e imaginação motora de ambas as mãos.

4.6 Observação de realização motora

O objectivo desta experiência era verificar a ligação entre os ritmos Mu e os neurónios espelho primeiramente sugerida por Altschuller [63], e posteriormente sugerida por outros investigadores [31, 64-66]. Nos gráficos de percentagem de ERD/ERS obtidos (Figura 4-6 Figura 4-7), as imagens colocadas na parte superior correspondem aos estímulos visualizados em cada intervalo pelo indivíduo incumbido de executar a acção motora correspondente e que se encontra em frente ao sujeito. Observando o traçado da banda Alfa (Figura 4-6) não é perceptível qualquer padrão que se possa considerar de interesse, o que contrasta com os traçados da imaginação motora apresentados na secção anterior.

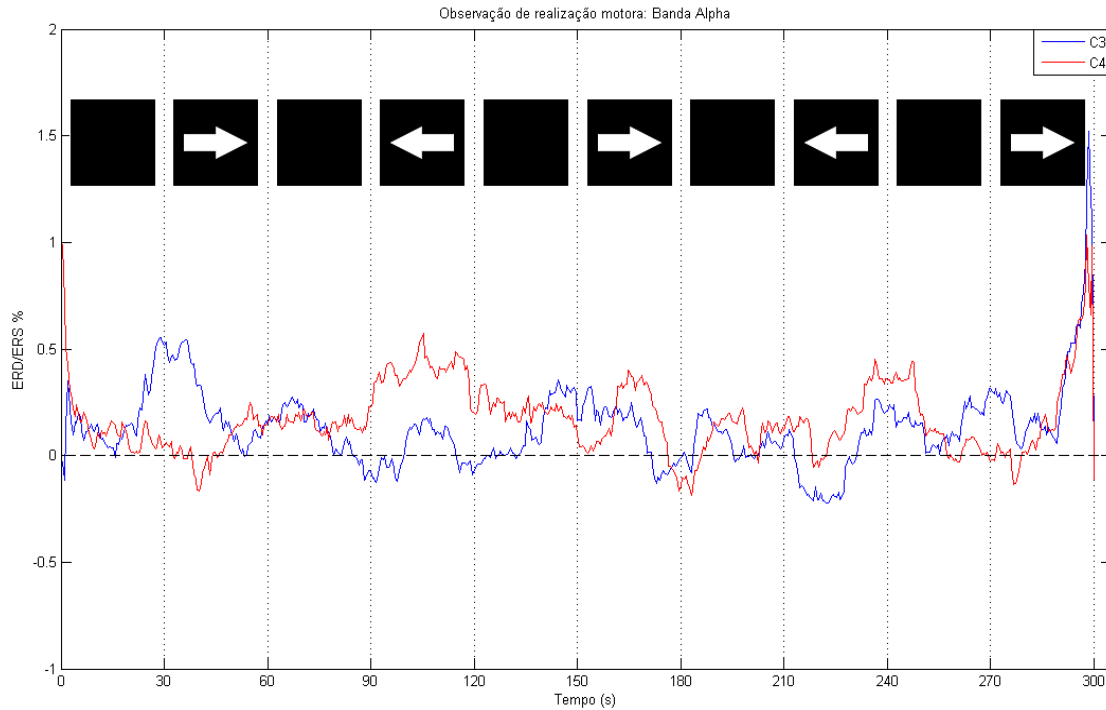


Figura 4-6: Gráficos da percentagem de ERD/ERS para a banda Alfa dos canais C3 e C4 para a experiência de observação de realização motora intercalada com relaxamento.

No entanto, no gráfico da banda Beta pode identificar-se um padrão que ocorre quando o sujeito está a observar realização motora. O padrão consiste numa sincronização dos ritmos Beta e em quatro dos cinco intervalos de observação motora é maior no hemisfério contralateral à mão que executa os movimentos. A sincronização atinge o seu pico aproximadamente 25 segundos após o início da observação motora.

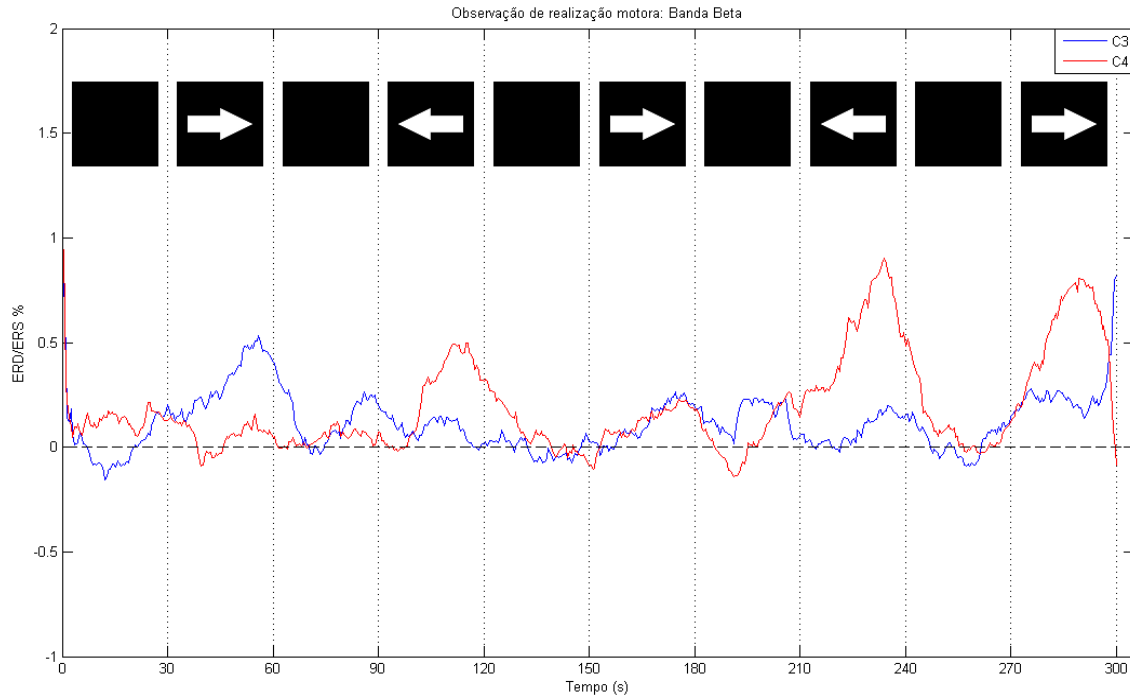


Figura 4-7: Gráficos da percentagem de ERD/ERS para a banda Beta dos canais C3 e C4 para a experiência de observação de realização motora intercalada com relaxamento.

4.7 Discussão de resultados

A análise dos resultados experimentais permitiu, em grande medida, confirmar alguns dos pressupostos associados ao comportamento dos ritmos Mu e Beta e que se encontram descritos na literatura da especialidade. Contudo, convém realçar que esta análise foi efectuada com algumas condicionantes. Por um lado, ao longo deste estudo foi usado um único sujeito, tornando difícil qualquer tentativa de generalização dos resultados. Por outro lado, deve levar-se em consideração que os dados de EEG adquiridos não foram sujeitos a qualquer processo de remoção de artefactos. Na literatura da especialidade o cálculo da percentagem de ERD/ERS é feito usando como referência o valor de pico da potência em repouso [15, 67]. No entanto, na análise efectuada ao longo deste capítulo, a percentagem de ERD/ERS foi calculada usando como referência a mediana das áreas delimitadas pela DEP e pelas frequências das bandas Mu e Beta nos períodos de relaxamento. Esta opção no cálculo da ERD/ERS foi feita para evitar falsos resultados uma vez que o pico da potência seria com toda a certeza resultante de um artefacto denunciado. Porém, a adopção desta forma de cálculo da ERD/ERS acarreta percentagens de dessincronização bastante inferiores às que foram obtidas por outros grupos de investigação e que tipicamente se

situam nos 61% [67]. Estas baixas percentagens de dessincronização são também explicadas pelo facto de o sujeito não ter passado pela necessária fase de treino (*biofeedback*).

Um aspecto interessante nos gráficos obtidos na experiência da observação do movimento é o facto de não se observar dessincronização dos ritmos Mu associada aos neurónios espelho [31, 66, 68]. No entanto, no gráfico da banda Beta pode observar-se uma sincronização do ritmo Beta nos períodos em que o indivíduo, em frente ao sujeito, está a mexer as mãos. Em três dos cinco períodos de execução motora a sincronização é maior no canal correspondente ao hemisfério contra-lateral relativamente à mão do indivíduo que executa o movimento. Este facto é interessante e levanta uma questão que poderá ser investigada em trabalhos futuros com mais sujeitos e durante mais sessões para verificar a sua veracidade. Uma possibilidade é a utilização de um sistema de aquisição de vídeo-EEG sincronizado de forma a correlacionar os dados de movimento com os sinais de EEG.

Capítulo 5

Conclusões

5.1 Discussão da plataforma desenvolvida

As interfaces cérebro-computador visam criar um novo canal de comunicação com base na actividade cerebral e no seguinte paradigma: “pensar e fazer acontecer sem esforço físico”. Neste contexto, os sistemas baseados em sinais de EEG têm-se tornado úteis por mostrarem a variação dos padrões cerebrais durante actividades mentais e por permitirem determinar as regiões do cérebro que apresentam uma alteração na actividade quando ocorrem determinadas acções ou quando se verificam estímulos externos. Os avanços mais recentes permitem prever a possibilidade de aplicação de sistemas BCI em áreas tão diversas como a reabilitação [30], a comunicação multimédia [44] ou a navegação em ambientes virtuais [45].

Os objectivos traçados para o trabalho descrito nesta dissertação consistiam no desenvolvimento de uma plataforma BCI dedicada ao projecto, teste e uso de interfaces cérebro computador. Ao mesmo tempo, pretendia-se explorar e compreender melhor os ritmos sensório-motores. Com a realização deste trabalho atingiram-se alguns progressos e resultados, entre os quais se destacam:

- A implementação de um sistema BCI modular e expansível usando as funcionalidades e capacidades do Matlab/Simulink;
- O desenvolvimento de um conjunto de ferramentas computacionais que contribuem para minimizar o tempo e esforço em futuros desenvolvimentos de software;
- Os avanços na compreensão do paradigma de controlo baseado em tarefas de imaginação motora e dos ritmos sensório-motores (Mu e Beta);

- A promoção da tecnologia BCI e suas aplicações ao campo da robótica (*e.g.*, melhorar as interfaces homem-máquina ou facilitar a programação de robôs).

Ao terminar este trabalho ressalta a ideia de se terem atingido os objectivos planeados inicialmente, abrindo-se caminho a futuros desenvolvimentos.

5.2 Perspectivas de trabalho futuro

De forma a aumentar as potencialidades e a eficácia da plataforma BCI podemos enumerar um conjunto de tópicos de trabalho futuro:

- A inclusão de eléctrodos adicionais que permitam a remoção dos artefactos oculares e musculares faciais;
- A introdução de ferramentas computacionais que de forma automática façam a remoção (parcial) de artefactos;
- A necessidade de avaliar o impacto do número de eléctrodos, nomeadamente no que se refere ao processo de filtragem espacial;
- O estudo de novos algoritmos e estratégias relacionadas com a filtragem espacial e a redução de ruído (*e.g.*, métodos baseados em componentes);
- A implementação e comparação de algoritmos de classificação baseados em vectores de características apropriados (*e.g.*, LDA, SVM, redes neuronais, etc).

Referências

1. Berger, T.W., et al., *WTEC Panel Report on: International assessment of research and development in Brain-Computer Interfaces*. 2007.
2. Bento, V., *Desenvolvimento de Interface Cérebro-Computador baseada em sinais EEG*, in *Departamento de Electrónica, Telecomunicações e Informática*. 2008, Universidade de Aveiro: Aveiro. p. 96.
3. Vidal, J.J., *Toward Direct Brain-Computer Communication*. Annual Review of Biophysics and Bioengineering, 1973. **2**(1): p. 157-180.
4. Wolpaw, J.R., et al., *Brain-computer interfaces for communication and control*. Clinical Neurophysiology, 2002. **113**(6): p. 767-791.
5. Cabestaing, F., *EEG-based Brain Computer Interfaces for Enhanced Communication*. 2007, LAGIS, USTL: Lille.
6. Wolpaw, J.R. and D.J. McFarland, *Control of a two-dimensional movement signal by a noninvasive brain-computer interface in humans*. Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America, 2004. **101**(51): p. 17849-17854.
7. Kübler, A., et al., *The thought translation device: a neurophysiological approach to communication in total motor paralysis*. Experimental Brain Research, 1999. **124**(2): p. 223-232.
8. Kübler, A., et al., *Brain-computer communication: unlocking the locked in*. Psychological Bulletin, 2001. **127**(3): p. 358-375.
9. Mulholland, T., *Human EEG, behavioral stillness and biofeedback*. International Journal of Psychophysiology, 1995. **19**(3): p. 263-279.
10. Rockstroh, B., et al., *The Effects of Slow Cortical Potentials on Response Speed*. Psychophysiology, 1982. **19**(2): p. 211-217.
11. Pulvermüller, F., et al., *Operant conditioning of left-hemispheric slow cortical potentials and its effect on word processing*. Biological Psychology, 2000. **53**(2-3): p. 177-215.
12. Berger, H., *Über das Electrenkephalogramm des Menschen*. Arch Psychiat Nervkrankh 1929. **87**: p. 527-70.
13. Deuschl, G. and A. Eisen, *Recommendations for the Practice of Clinical Neurophysiology: Guidelines of the International Federation of Clinical Neurophysiology*. 2 ed, ed. I.F.o.C. Neurophysiology. 1999: Elsevier Health Sciences. 304.
14. Buzsáki, G., *Rhythms of the Brain*. 2006, New York,: Oxford University Press, Inc.
15. Pineda, J.A., *The functional significance of mu rhythms: Translating "seeing" and "hearing" into "doing"*. Brain Research Reviews, 2005. **50**(1): p. 57-68.
16. Kuhlman, W.N., *Functional topography of the human mu rhythm*. Electroencephalogr Clin Neurophysiol, 1978. **44**: p. 83 - 93.
17. Kuhlman, W.N., *EEG feedback training: enhancement of somatosensory cortical activity*. Electroencephalogr Clin Neurophysiol., 1978. **45**(2): p. 290-4.

18. Pfurtscheller, G., A. Stancák, and C. Neuper, *Event-related synchronization (ERS) in the alpha band -- an electrophysiological correlate of cortical idling: A review*. International Journal of Psychophysiology, 1996. **24**(1-2): p. 39-46.
19. Steriade, M. and R.R. Llinas, *The functional states of the thalamus and the associated neuronal interplay*. Physiol. Rev., 1988. **68**(3): p. 649-742.
20. Goldman, R.I., et al., *Simultaneous EEG and fMRI of the alpha rhythm*. Neuroreport, 2002. **13**(18): p. 2487-2492.
21. Salmelin, R. and R. Hari, *Characterization of spontaneous MEG rhythms in healthy adults*. Electroencephalogr Clin Neurophysiol., 1994. **91**(4): p. 237-48.
22. Pfurtscheller, G. and C. Neuper, *Motor imagery activates primary sensorimotor area in humans*. Neuroscience Letters, 1997. **239**(2-3): p. 65-68.
23. Neuper, C., et al., *ERD/ERS patterns reflecting sensorimotor activation and deactivation*, in *Progress in Brain Research*. 2006, Elsevier. p. 211-222.
24. Pfurtscheller, G. and A. Berghold, *Patterns of cortical activation during planning of voluntary movement*. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 1989. **72**(3): p. 250-258.
25. Pfurtscheller, G. and A. Aranibar, *Evaluation of event-related desynchronization (ERD) preceding and following voluntary self-paced movement*. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 1979. **46**(2): p. 138-146.
26. Pfurtscheller, G., et al., *Mu rhythm (de)synchronization and EEG single-trial classification of different motor imagery tasks*. Neuroimage, 2006. **31**(1): p. 153-159.
27. Lotze, M., et al., *Activation of Cortical and Cerebellar Motor Areas during Executed and Imagined Hand Movements: An fMRI Study*. Journal of Cognitive Neuroscience, 1999. **11**(5): p. 491-501.
28. Guger, C., et al., *Rapid prototyping of an EEG-based brain-computer interface (BCI)*. Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, 2001. **9**(1): p. 49-58.
29. Pineda, J.A., et al., *Learning to control brain rhythms: making a brain-computer interface possible*. Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, 2003. **11**(2): p. 181-184.
30. Halsband, U. and R.K. Lange, *Motor learning in man: A review of functional and clinical studies*. Journal of Physiology-Paris, 2006. **99**(4-6): p. 414-424.
31. Muthukumaraswamy, S.D. and B.W. Johnson, *Changes in rolandic mu rhythm during observation of a precision grip*. Psychophysiology, 2004. **41**(1): p. 152-156.
32. Muthukumaraswamy, S.D., B.W. Johnson, and N.A. McNair, *Mu rhythm modulation during observation of an object-directed grasp*. Cognitive Brain Research, 2004. **19**(2): p. 195-201.
33. Pfurtscheller, G., A. Stancák, and C. Neuper, *Post-movement beta synchronization. A correlate of an idling motor area?* Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 1996. **98**(4): p. 281-293.

34. Pfurtscheller, G., K. Zalaudek, and C. Neuper, *Event-related beta synchronization after wrist, finger and thumb movement*. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control, 1998. **109**(2): p. 154-160.
35. Keinrath, C., et al., *Post-movement beta synchronization after kinesthetic illusion, active and passive movements*. International Journal of Psychophysiology, 2006. **62**(2): p. 321-327.
36. Pfurtscheller, G., et al., *Beta rebound after different types of motor imagery in man*. Neuroscience Letters, 2005. **378**(3): p. 156-159.
37. Pfurtscheller, G., D. Flotzinger, and C. Neuper, *Differentiation between finger, toe and tongue movement in man based on 40 Hz EEG*. Electroencephalogr Clin Neurophysiol., 1994. **90**(6): p. 456-60.
38. McFarland, D.J., et al., *Spatial filter selection for EEG-based communication*. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 1997. **103**(3): p. 386-394.
39. Babiloni, F., et al., *Linear classification of low-resolution EEG patterns produced by imagined hand movements*. Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, 2000. **8**(2): p. 186-188.
40. McFarland, D.J., A.T. Lefkowicz, and J.R. Wolpaw, *Design and operation of an EEG-based brain-computer interface (BCI) with digital signal processing technology*. Behavior research methods, instruments & computers, 1997. **29**: p. 337-345.
41. Molina, G.G. *BCI adaptation using incremental-SVM learning*. in *Neural Engineering, 2007. CNE '07. 3rd International IEEE/EMBS Conference on*. 2007.
42. Flotzinger, D., J. Kalcher, and G. Pfurtscheller, *EEG classification by learning vector quantization*. Biomedical Engineering, 1992. **37**(12): p. 303-309.
43. Blankertz, B., et al., *The Berlin brain-computer interface: EEG-based communication without subject training*. Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, 2006. **14**(2): p. 147-152.
44. Gomes, L.C., *Brainware: Interação com Ambientes Multimídia através da Atividade Cerebral*, in *Departamento de Electrónica, Telecomunicações e Informática*. 2007, Universidade de Aveiro.
45. Zhao, Q., L. Zhang, and A. Cichocki, *EEG-based asynchronous BCI control of a car in 3D virtual reality environments*. Chinese Science Bulletin, 2009. **54**(1): p. 78-87.
46. Schalk, G., et al., *BCI2000: a general-purpose brain-computer interface (BCI) system*. Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, 2004. **51**(6): p. 1034-1043.
47. Müller, G.R., et al., *Event-related beta EEG changes during wrist movements induced by functional electrical stimulation of forearm muscles in man*. Neuroscience Letters, 2003. **340**(2): p. 143-147.
48. Müller-Putz, G.R., et al., *EEG-based neuroprosthesis control: A step towards clinical practice*. Neuroscience Letters, 2005. **382**(1-2): p. 169-174.
49. Pfurtscheller, G., et al., *'Thought' - control of functional electrical stimulation to restore hand grasp in a patient with tetraplegia*. Neuroscience Letters, 2003. **351**(1): p. 33-36.
50. Millan, J.R., et al., *A local neural classifier for the recognition of EEG patterns associated to mental tasks*. Neural Networks, IEEE Transactions on, 2002. **13**(3): p. 678-686.

51. Millan, J.R. and J. Mourino, *Asynchronous BCI and local neural classifiers: an overview of the adaptive brain interface project*. Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, 2003. **11**(2): p. 159-161.
52. Millan, J.R., et al., *Noninvasive brain-actuated control of a mobile robot by human EEG*. Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, 2004. **51**(6): p. 1026-1033.
53. Blankertz, B., et al., *The non-invasive Berlin Brain-Computer Interface: Fast acquisition of effective performance in untrained subjects*. Neuroimage, 2007. **37**(2): p. 539-550.
54. Birbaumer, N., et al., *The thought translation device (TTD) for completely paralyzed patients*. Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, 2000. **8**(2): p. 190-193.
55. Schlögl, A., et al. *BIOSIG: Standardization and quality control in biomedical signal processing using the BioSig project*. in Biostec. 2008.
56. Arrouet, C., et al., *Open-ViBE: 3D Platform for Real-Time Neuroscience*. J. Neurotherapy.
57. Lifelines and ltd, *Trackit User Manual*. 2003, Hampshire, UK.
58. Nuwer, M.R., et al., *IFCN standards for digital recording of clinical EEG*. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 1998. **106**(3): p. 259-261.
59. Kennedy, P.R., et al., *Direct control of a computer from the human central nervous system*. Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, 2000. **8**(2): p. 198-202.
60. Pfurtscheller, G. and C. Neuper, *Motor imagery and direct brain-computer communication*. Proceedings of the IEEE, 2001. **89**(7): p. 1123-1134.
61. Stancák, A. and G. Pfurtscheller, *The effects of bandedness and type of movement on the contralateral preponderance of [mu]-rhythm desynchronisation*. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 1996. **99**(2): p. 174-182.
62. Derambure, P., et al., *Event-related desynchronization and synchronization. Reactivity of cortical electroencephalographic rhythms related to planning and performance of voluntary movement*. Clinical Neurophysiology, 1999. **29**(1): p. 53-70.
63. Altschuler, E.L., et al. *Person see, person do: human cortical electrophysiological correlates of monkey see monkey do cells*. in *Poster session presented at the 27th Annual Meeting of the Society for Neuroscience*. 1997. New Orleans, LA.
64. Oberman, L.M., et al., *EEG evidence for mirror neuron activity during the observation of human and robot actions: Toward an analysis of the human qualities of interactive robots*. Neurocomputing, 2007. **70**(13-15): p. 2194-2203.
65. Oberman, L.M., J.A. Pineda, V. Ramachandran, *The human mirror neuron system: A link between action observation and social skills*. Soc Cogn Affect Neurosci, 2007. **2**(1): p. 62-66.
66. Cochin, S., et al., *Observation and execution of movement: similarities demonstrated by quantified electroencephalography*. European Journal of Neuroscience, 1999. **11**: p. 1839-1842.
67. Leeuwen, V., et al., *Lack of bilateral coherence of mu rhythm*, in *Electroencephalography & Clinical Neurophysiology*. 1978. p. 140-146.
68. Oberman, L.M., et al., *EEG evidence for mirror neuron dysfunction in autism spectrum disorders*. Cognitive Brain Research, 2005. **24**(2): p. 190-198.